

No title available

Publication number: JP5305092 (A)

Publication date: 1993-11-19

Inventor(s): TEIMOSHII EE CHIYUUTAA

Applicant(s): COOK INC

Classification:

- international: A61B17/00; A61F2/02; A61B17/00; A61F2/02; (IPC1-7): A61B17/00; A61F2/02

- European:

Application number: JP19920311404 19921026

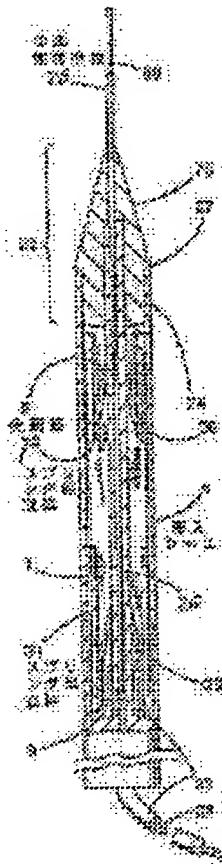
Priority number(s): US19920868792 19920415; US19920959758 19921021

Also published as:

JP3324707 (B2)

Abstract of JP 5305092 (A)

PURPOSE: To provide a graft (an artificial organ) that is easily inserted into an aneurism and stably placed after the insertion. **CONSTITUTION:** Possessing a graft 1 relating to spring assemblies 12, 31, an installation sheath 4 surrounding a prosthesis assembly when the prosthesis assembly lies at a predetermined position, and means 36, 21, 26 retaining the prosthesis assembly at the predetermined position while the installation sheath 4 is being removed, a retaining means is connected to a connecting device 36 to be temporarily connected to the assembly at the position alienated from the aforementioned prosthesis assembly.



Data supplied from the esp@cenet database — Worldwide

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平5-305092

(43)公開日 平成5年(1993)11月19日

(51)Int.Cl.⁵
 A 61 B 17/00
 A 61 F 2/02

識別記号 320
 庁内整理番号 8718-4C
 7180-4C

F I

技術表示箇所

審査請求 未請求 請求項の数16(全22頁)

(21)出願番号 特願平4-311404

(22)出願日 平成4年(1992)10月26日

(31)優先権主張番号 868792

(32)優先日 1992年4月15日

(33)優先権主張国 米国(US)

(31)優先権主張番号 959758

(32)優先日 1992年10月21日

(33)優先権主張国 米国(US)

(71)出願人 591048405

クック インコーポレイティド

COOK INCORPORATED

アメリカ合衆国、47402 インディアナ

ブルーミントン サウス カレー バイク

925

(72)発明者 ティモシー エー. チューター

アメリカ合衆国 14534 ニューヨーク

ピッツフォード メイン ストリート 69

エー

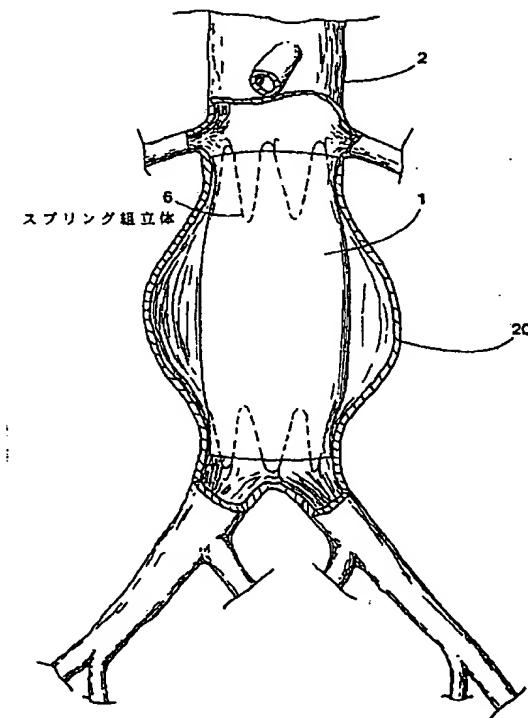
(74)代理人 弁理士 木内 光春

(54)【発明の名称】 人工器官を患者の器官内に配置する装置とその方法

(57)【要約】

【目的】 動脈瘤内に挿入が容易で、挿入後も安定的に配置されるグラフト(人工器官)を提供することである。

【構成】 本発明の装置は、スプリング組立体12、31に関連するグラフト1を有し、プロテーゼ組立体が所定の位置にある時、前記プロテーゼ組立体を包囲する導入シース4と、導入シース4が除去される間、前記前記プロテーゼ組立体を所定位置に保持する手段36、21、26とを有し、前記保持手段は、前記プロテーゼ組立体から離間した場所で、前記組立体に一時的に接続される接続装置36に接続することを特徴とする。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 所定形状とサイズの人工器官（プロテーゼ）組立体（1、12、31）を患者の器官の内壁（20）に配置する装置において、前記プロテーゼ組立体は、スプリング組立体（12、31）に関連するグラフト（1）を有し、

前記装置は、

前記プロテーゼ組立体が所定の位置にある時、前記プロテーゼ組立体を包囲する導入シース（4）と、導入シース（4）が除去される間、前記前記プロテーゼ組立体を所定位置に保持する手段（36、21、26）と、を有し、

前記保持手段は、前記プロテーゼ組立体から離間した場所で、前記組立体に一時的に接続される接続装置（36）に接続することを特徴とする人工器官を患者の器官内に配置する装置。

【請求項2】 前記保持手段は、前記組立体内に伸びる細長部材（21）を有し、

前記接続装置（36）は、前記細長部材（21）とプロテーゼ組立体との間に前記所定の離間した場所に伸びることを特徴とする請求項1の装置。

【請求項3】 前記細長部材（21）は、管状でその先端部に拡張ヘッド（22）を有し、前記拡張ヘッドは、前記器官内への前記接続装置（36）の挿入を容易にすることを特徴とする請求項2の装置。

【請求項4】 前記プロテーゼ組立体が前記シース内にある時、前記プロテーゼ組立体を圧縮状態になるよう、一時的に引きつける収縮装置（36、21）と、前記シースの除去の間あるいは除去後、前記プロテーゼ組立体を拡張しながら解放する不能化装置（26）とを更に有することを特徴とする請求項3の装置。

【請求項5】 前記収縮装置（36、21）と、不能化装置（26）とは、前記接続装置（36）の一部を形成し、前記一部は、細長部材内に配置され、そこから制御されることを特徴とする請求項3の装置。

【請求項6】 前記接続装置（36）は、一端は、前記プロテーゼ組立体に接続され、他端は、細長部材の内側に開口（29、101）を介して、接続された糸（36）であるコネクタを含み、

前記不能化装置は、前記糸を細長部材の内部から解放することを特徴とする請求項5の装置。

【請求項7】 前記グラフトを収納する器官が二又形状であり、

前記グラフトは、共通本体（250）と2個の二又部分（213、210）とを有し、

前記スプリング組立体は、前記グラフトの共通本体と二又部分の一方（213）に関係し、

他のスプリング組立体は、前記二又部分の他方（21

0）内に配置されることを特徴とする請求項1ないし6の装置。

【請求項8】 識別マーカ（211、212）が、少なくとも前記二又部分の他方（210）に施されていることを特徴とする請求項7の装置。

【請求項9】 前記二又部分の他方（210）は、それぞれの器官内の位置に引かれるような装置を有することを特徴とする請求項7または8の装置。

【請求項10】 前記スプリング組立体またはグラフトは、その先端部にあご部を有することを特徴とする請求項1ないし9の装置。

【請求項11】 前記グラフトの一端は、シール（80）されることを特徴とする請求項1ないし6の装置。

【請求項12】 共通本体（250）とそこから伸びる第1と第2のリム（213、210）とを有する二又グラフト（206）を有し、

前記共通本体（250）は、メインボアと頭部オリフィス（207）とを有し、

前記第1のリム（213）は、前記メインボアと連通する第1ボア（253）と第1の尾部オリフィス（208）とを有し、

前記第2のリム（210）は、前記メインボアと連通する第2ボア（252）と第2の尾部オリフィス（209）とを有し、

放射線不透過マーカ手段（211、212）が前記第1リムに沿って伸びることを特徴とする人工器官。

【請求項13】 人工器官（プロテーゼ）配置システムを利用して、二又形状の人工器官を患者動脈瘤内に挿入する方法において、

動脈の間の第1ガイドでもって、前記動脈瘤にアクセス通路を形成するステップと、

第2ガイドでもって、前記動脈瘤の器官にアクセス通路を形成するステップと、

前記動脈瘤内に人工器官を、前記動脈の一方内にリムを、前記人工器官（プロテーゼ）配置システムと前記第2ガイドでもって配置するステップと、

前記動脈の他方内に、前記人工器官の他のリムを、前記第1ガイドでもって配置するステップと、

前記人工器官が動脈瘤内に配置された時、前記人工器官（プロテーゼ）配置システムから人工器官を解放するステップとからなることを特徴とする人工器官を患者動脈瘤内に挿入する方法。

【請求項14】 患者の器官の内壁の特定位置に人工器官を配置する方法において、

患者の器官にアクセス通路を形成するステップと、

グラフトと圧縮状態のスプリング組立体を有する人工器官を導入シース内に配置するステップと、

前記スプリング組立体は、前記グラフトを拡張させ、

前記導入シースは、前記人工器官から引き抜かれ、そして、前記スプリング組立体を圧縮状態から解放し、

前記グラフト内に配置され、前記人工器官を所定位置に配置する手段を提供するステップと、

前記アクセス通路を介して、患者の器官内の所定位置に導入シースを配置するステップと、

前記導入シースを、所定位置に配置された前記人工器官から引き抜くステップとからなることを特徴とする人工器官を患者の器官内に挿入する方法。

【請求項15】プロテーゼ組立体を二又ルーメン内の所定位置配置する器官移植装置において、

前記二又ルーメンは、主ルーメンと、前記主ルーメンから分岐し連通する第1と第2のルーメンを有し、

前記プロテーゼ組立体は、主体とそこから伸びる第1と第2のリムとを有する二又グラフトを有し、

前記主体は、その中を軸方向に伸び、頭部オリフィスを有する主ボアを有し、

前記第1リムは、その中を軸方向に伸び、前記主ボアと連通し、第1尾部オリフィスを有し、

前記第2リムは、その中を軸方向に伸び、前記主ボアと連通し、第2尾部オリフィスを有し、

前記プロテーゼ組立体は、圧縮状態を有する主スプリング組立体と第1スプリング組立体とを有し、

前記主スプリング組立体は、前記プロテーゼ組立体が二又ルーメン内の所定位置に配置され、前記主スプリング組立体が圧縮状態から解放された時、前記主体を半径方向に拡張して前記主体を主ルーメンの内壁に適合させ、

前記第1スプリング組立体は、前記プロテーゼ組立体が二又ルーメン内の所定位置に配置され、前記第1スプリング組立体が圧縮状態から解放された時、前記第1リムを半径方向に拡張して前記第1リムを主ルーメンの内壁に適合させ、前記器移植装置は、

圧縮状態の前記主スプリング組立体を収納する主コンテナ手段と、

圧縮状態の前記第1スプリング組立体を収納する第1コンテナ手段と、

圧縮状態の前記第2スプリング組立体を収納する第2コンテナ手段と、

前記グラフトの主ボアと第1ボア内に配置された、二又ルーメンの所定位置に前記プロテーゼ組立体を保持する保持手段と、を有し、

この主コンテナ手段は、前記プロテーゼ組立体から引き抜かれると、前記スプリング組立体を圧縮状態から解放することを特徴とする器官移植装置。

【請求項16】プロテーゼ組立体を二又ルーメン内の所定位置配置する器官移植装置において、

前記二又ルーメンは、主ルーメンと、前記主ルーメンから分岐し連通する第1と第2のルーメンを有し、

前記プロテーゼ組立体は、主体とそこから伸びる第1と第2のリムとを有する二又グラフトを有し、

前記主体は、その中を軸方向に伸び、頭部オリフィスを有する主ボアを有し、

前記第1リムは、その中を軸方向に伸び、前記主ボアと連通し、第1尾部オリフィスを有し、

前記第2リムは、その中を軸方向に伸び、前記主ボアと連通し、第2尾部オリフィスを有し、

前記プロテーゼ組立体は、圧縮状態を有する主スプリング組立体と第1スプリング組立体と第2スプリング組立体とを有し、

前記主スプリング組立体は、前記プロテーゼ組立体が二又ルーメン内の所定位置に配置され、前記主スプリング組立体が圧縮状態から解放された時、前記主体を半径方向に拡張して前記主体を主ルーメンの内壁に適合させ、

10 前記第1スプリング組立体は、前記プロテーゼ組立体が二又ルーメン内の所定位置に配置され、前記第1スプリング組立体が圧縮状態から解放された時、前記第1リムを半径方向に拡張して前記第1リムを主ルーメンの内壁に適合させ、

前記第2スプリング組立体は、前記プロテーゼ組立体が二又ルーメン内の所定位置に配置され、前記第2スプリング組立体が圧縮状態から解放された時、前記第2リムを半径方向に拡張して前記第2リムを主ルーメンの内壁に適合させ、前記器移植装置は、

20 圧縮状態の前記主スプリング組立体を収納する主コンテナ手段と、

圧縮状態の前記第1スプリング組立体を収納する第1コンテナ手段と、

圧縮状態の前記第2スプリング組立体を収納する第2コンテナ手段と、

前記グラフトの主ボアと第1ボア内に配置された、二又ルーメンの所定位置に前記プロテーゼ組立体を保持する主保持手段と、

前記第1スプリング組立体に一時的に接続された、前記第1スプリング組立体を前記第1コンテナ手段内に保持する第1保持手段と、

前記第2スプリング組立体に一時的に接続された、前記第2スプリング組立体を前記第2コンテナ手段内に保持する第2保持手段と、を有し、

前記主コンテナ手段は、前記プロテーゼ組立体から引き抜かれると、前記スプリング組立体を圧縮状態から解放することを特徴とする器官移植装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

40 【産業上の利用分野】本発明は、患者の管状器官内に経皮的にグラフト（接ぎ木）を配置する方法とその装置に関する。

【0002】

【従来の技術】腹部動脈は、腎臓動脈と腸骨動脈の間で動脈瘤が出来易い。そして、この動脈瘤は、極めて致命的な現象である。従来、この動脈瘤の手術には、外科的に、これを取り除き、その部分に人工器官を埋め込む方法で行われていた。しかし、この外科手術は、極めて危険で、手術中に動脈瘤が破裂してしまうこともあった。

50 【0003】このような外科手術を施さずに、動脈瘤を

手術する方法が米国特許第4512338号、第4140126号、第4787899号に開示されている。また、テキサス大学エム、ディ、アンダーソン癌センターの診療放射線医学雑誌の1989年発行の1033-37ページに記載されている。これらの文献に開示されたグラフト（人工器官）は、それを人体に挿入するのが難しいという問題点があった。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】本発明の目的は、動脈瘤（かならずしもこれに限らないが）を手術する際に、挿入が容易で、挿入後も安定的に配置されるグラフト（人工器官）を提供することである。また、このグラフトを患者の体内に容易に挿入する装置および方法を提供することである。

【0005】

【課題を解決するための手段】本発明の装置（グラフト）と、その挿入方法は、特許請求の範囲に記載したとおりである。

【0006】

【実施例】図1のグラフト1は、細長チューブの形状をしており、複数の折曲部3を有している。この折曲部3は、グラフト1の直径5が拡張したり、収縮したりする為のものである。このグラフト1を形成する素材の織る方向を変えたり、折曲部3の方向を変える（例：斜めにする）ことにより、斜めにも弾力性をもたせることができる。このグラフト1の素材としては、ポリエチレン製の織った多数フィラメントからなり、人体に無害で、生物学的に安全で、適度な強度を有するものが好ましい。

【0007】グラフト1は、軸方向に所定の長さを有し、軸方向は、半径方向に比較して柔らかくないものが好ましい。このグラフト1の長さは種々のものがある。例えば、2個の筒状片をスライド可能に組み立てて、長さを変化させてもよい。

【0008】図2のスプリング組立体6は、アーム15を有し、折り曲げてエルボ7を形成する。先端13を有する突起10がアーム15に接着され、エルボ7から突出している。図3に、それぞれ6個のエルボ7と突起10とが図示されている。また、図4にスプリング組立体6のエルボ7から伸びた12個のアーム15が図示されている。スプリング組立体6は、細いステンレス製のワイヤである。このスプリング組立体6は、開くと、複数のエルボ7を有するジクザク形状をしている。図5において、このスプリング組立体6は、単純なエルボ7、反曲アーチ42、開口50を有する開口輪60の形状をしている。

【0009】このエルボ7の形状の利点は、スプリング組立体6がグラフト1の軸方向の開口をより均一に拡張できることにある。この反曲アーチ42の形状の利点は、それが簡単につぶれるがより強固な点である。開口輪60がフレキシブルスプリング整合圧縮抵抗部材49

の組立に使用されている。折り曲げられた2個の端部が、端部同士で接続され、環状構造を形成する（図2、3、4）

【0010】図6に、スプリング組立体6のアーム15に突起10が接続されている状態が図示されている。このスプリング組立体6は、グラフト1に糸36で縫合されている。このスプリング組立体6は、チタン、プラスチック等の人体に無害の材質で形成されている。このスプリング組立体6は、その拡張時は、上からみると、環

10 状をしている。そして、その直径は、解放時には、挿入されるべき患者の器官の直径の約2倍である。このスプリング組立体6は、グラフト1の先端部または両端で、その内壁に糸36で縫合される。スプリング組立体6の大部分がグラフト1によりカバーされるように、糸36は、スプリング組立体6に接続される。別の実施例では、スプリング組立体6をグラフト1の外側に接続方法もあるが、この場合、その内壁は、スムーズになり、血の流れが良くなる利点があるが、患者の器官に旨く適合できない不利な点がある。

20 【0011】グラフト1の先端部のスプリング組立体6は、スプリング組立体6に固着された小さな突起10を有する。グラフト1の根元部のスプリング組立体6も、突起10を有する。突起10のグラフト1または、スプリング組立体6への接続は、溶接などの永久的なもので人体に無害な方法で行うのがよい。突起10は、グラフト1の軸方向から半径方向に伸び、スプリング組立体6が患者の器官内で開いた時に、先端13は、患者の血管の壁と接触係合する。この先端13は、スプリング組立体6の力とグラフト1内を流れる血流の圧力により、血管壁内に埋め込まれる。この先端13は、鋭く、グラフト1の方向に若干曲がっており、血流の方向にアンカーを形成する。突起10の配置は、それがスプリング組立体12のエルボ7よりも血流の上流にあり、先端13が血管内に埋め込まれた時に、血管が破裂しないようなサイズである。突起10をスプリング組立体6に接続するには、スプリング組立体6のエルボ7から伸びる2個のアーム15の1つの中央部で、スプリング組立体6に固着されたエルボ7を介して行われ、これにより、スプリング組立体6が導入シース4内に搭載できるように、圧縮された時、少し、引っ込むか回転できるようになる。

30 【0012】スプリング組立体6は、グラフト1の端部のみに縫合されているが、スプリング組立体6のいくつかを強度増加の為、互いに接合してもよい。これが必要なのは、導入シース4から除去される間に、グラフト1が圧縮に耐える必要があるプロテーゼの場合である。隣接する60の分離が可能なよう（しかし、オーバラップや不整合のないよう）に、スプリング組立体6を互いに結合することにより、有る程度のフレキシビリティが得られる。

40 【0013】図7にフレキシブルスプリング整合圧縮抵

抗部材 4 9 を図示する。同図において、第 1 スプリングアーム 5 0 と第 2 スプリングアーム 5 2 とが保持バー 5 4 を介して、結合されている。保持バー 5 4 は、細いワイヤで形成され、先端に突出部 5 6 を有している。図 8において、変形した開口輪 6 0 は、保持バー 5 4 を収納する開口 5 8 を有する。保持バー 5 4 は、隣接する第一スプリングアーム 5 0 と第 2 スプリングアーム 5 2 と開口輪 6 0 にある開口 5 8 を介してスライドする。保持バー 5 4 の剛性により、プロテーゼを圧縮して搭載する間、オーバーラップするのを防止し、一方、突出部 5 6 は、グラフト 1 が湾曲している間、これにより、第 1 スプリングアーム 5 0 と第 2 スプリングアーム 5 2 との鎖を破壊することができ、このジョイントの分離を阻止する。保持バー 5 4 のロッド部 6 2 の直径は、開口 5 8 の直径より若干小さく、逆に、突出部 5 6 の直径は、開口 5 8 のそれより若干大きい。保持バー 5 4 により、第 2 スプリングアーム 5 2 と第 1 スプリングアーム 5 0 が分離でき、また、それらが重ならないようにする。

【0014】スプリング組立体 6 の間のジョイントは、グラフト 1 の挿入の間は、フレキシブルで、一旦それが挿入されると、高い剛性を有するようになる。図 9において、このジョイントは、スプリング組立体 6 4 とスプリング組立体 6 6 とが圧縮されている間（挿入時）は、よりフレキシブルで、スプリング組立体 6 4 とスプリング組立体 6 6 とが圧縮されていない間（挿入完了時）はより剛性が高い。スプリング組立体 6 4 とスプリング組立体 6 6 とが、フレキシブルスプリング整合圧縮抵抗部材 4 9 により、接続されている。図 9 の（A）は、スプリング組立体 6 4 とスプリング組立体 6 6 とが圧縮状態を図示し、図 9 の（B）は、スプリング組立体 6 4 とスプリング組立体 6 6 とが非圧縮状態を図示する。角度 α は、スプリング組立体 6 4 とスプリング組立体 6 6 とが圧縮された状態の最大角で、角度 β は、スプリング組立体 6 4 とスプリング組立体 6 6 とが非圧縮の状態の最大角である。かくして、スプリング組立体 6 4 とスプリング組立体 6 6 との間の角度は、スプリング組立体 6 4 とスプリング組立体 6 6 の横断直径が増加するにつれて、減少する。屈曲の角度は、スプリング組立体 6 4 とスプリング組立体 6 6 とが圧縮された状態で最大であり（直径 d_1 ）、スプリング組立体 6 4 とスプリング組立体 6 6 とが圧縮されていない状態で最小である（直径 d_2 ）。角度 α は、角度 β より大きいので、プロテーゼは、その直径が増加するに従って、より剛性が高くなる。搭載時、グラフト 1 は、導入シース 4 の中に閉じ込められ、小さく、フレキシブルである。導入シース 4 から取り出された後、グラフト 1 は、拡張して、より剛性が高くなる。

【0015】図 10において、保持バー 5 4 は、スプリング拡張組立体 5 1 の一端にスライドしないよう固定されている。

【0016】図 11において、管状キャリア 2 1 は、その先端部（上流）に拡張ヘッド 2 2 を有する。この拡張ヘッド 2 2 は、上部円錐部 7 5 と筒状部 7 4 とを有する。この拡張ヘッド 2 2 は、その先端部から突出した軟質先端のワイヤガイド 6 8 を有する。拡張ヘッド 2 2 の筒状部 7 4 は、導入シース 4 の内径と等しい直径 d を有する。

【0017】図 12 は、「マズル搭載」装置を示し、この装置は、先端部に拡張ヘッド 2 2 を有する管状キャリア 2 1 と、拡張ヘッドリップ 2 7 と、導入シース 4 と、管状キャリア 2 1 にかぶさるグラフト 1 と、スプリング組立体 1 2 と、スプリング組立体 3 1 と、スプリング組立体 2 1 と、スプリング組立体 2 1 内に挿入される中央制御手段 2 6 と、グラフト 1 の先端部 8 と、グラフト 1 の 9 と、スプリング組立体 1 2 とスプリング組立体 3 1 とをグラフト 1 に永久接続する糸 3 6 とが図示されている。管状キャリア 2 1 の外径が導入シース 4 の内径と等しいと、その間の血液のリークは、最小になる。あるいは、導入シース 4 が根元部でゴムシール 7 0 でシールされる（図 13）。このゴムシール 7 0 は、管状キャリア 2 1 を収納する開口 7 2 を有する。

【0018】この「マズル搭載」装置は、導入シース 4 を患者の器官に挿入する前に、管状キャリア 2 1 に搭載されたグラフト 1 を導入シース 4 の先端部に挿入する。これに対し、「ブリーチ搭載」装置は、導入シース 4 が患者の所定場所に配置された後、グラフト 1 を導入シース 4 の根元部（下流）から導入シース 4 内に挿入する。

【0019】この「マズル搭載」装置の第 1 の利点は、「ブリーチ搭載」装置に比較して、出血の可能性が少ない点である。「ブリーチ搭載」装置では、グラフト 1 が挿入される前に拡張ヘッド 2 2 を除去する必要がある。導入シース 4 の効率的なシールは、これが、第 2 シース内で行われない限り、グラフト 1 の挿入を妨げる（これは、サイズが大きくなる）。出血を制御する別の方法は、導入シース 4 を外部でクランプすることであるが、このクランプは、完全には閉塞的ではなく、また、導入シース 4 を損傷することもある。そして、このクランプは、グラフト 1 を除去する時、取り除く必要がある。

【0020】この「マズル搭載」装置の第 2 の利点は、单一の導入シース 4 が「ブリーチ搭載」装置に使用されると、グラフト 1 は、手術時に導入シース 4 内に配置しておく必要がある。これは、導入シース 4 の外部端部が血流を出しているときは、特に難しい。

【0021】図 14 には、大腿動脈 3 0 と、導入シース 4 の根元部 1 9 と、管状キャリア 2 1 と、腸骨動脈 3 4 と、大動脈 2 と、大動脈瘤 2 0 と、拡張ヘッド 2 2 と、中央制御手段 2 6 とが図示されている。

【0022】図 15において、グラフト 1 は、大動脈瘤 2 0 の大動脈 2 内に挿入されている。

【0023】「マズル搭載」装置において、グラフト 1

は、導入シース 4 の先端部に挿入される。この導入シース 4 は、スムーズでフレキシブルな無菌性の管状チューブで形成されている。管状キャリア 21 が、導入シース 4 の内壁にフィットしている。導入シース 4 と管状キャリア 21 とのサイズが近似していることにより、導入シース 4 内の管状キャリア 21 の座屈が回避でき、また、導入シース 4 と管状キャリア 21 との間に血液の浸透を防止できる。管状キャリア 21 は、その先端部に拡張ヘッド 22 を有し、この拡張ヘッド 22 は、上部円錐部 75 を有し、体内への挿入を容易にする。拡張ヘッド 22 は、その根元部に筒状部 74 を具備し、この根元部は、導入シース 4 と適合する。

【 0024 】導入シース 4 は、拡張ヘッド 22 の筒状部 74 の上に適合する。拡張ヘッド 22 の筒状部 74 と上部円錐部 75 との接合点の拡張ヘッドリップ 27 は、導入シース 4 と重なり、装置の導入の間、外部には突起は出ない。これにより、血管の損傷を最小化にし、血栓が血管内に出るのを防ぐ。

【 0025 】中央制御手段 26 は、カテーテルの形状をしており、このカテーテルは、その全体が拡張ヘッド 22 の先端部まで伸び、既に配置されているガイドワイヤの上に沿って配置される糸でもある。或いは、中央制御手段 26 は、拡張ヘッド 22 を貫通し、導入シース 4 内を前後するガイドワイヤそのものとして、機能することもできる。

【 0026 】「ブリーチ搭載」装置においては、導入シース 4 は、均一な直径を有する管状構造で、「マズル搭載」装置の導入シース 4 と同一材料で形成される。ここでは、管状キャリア 21 は、拡張ヘッド 22 を具備せず、それは、導入シース 4 が標準の拡張機周囲に配置され、グラフト 1 でもって、管状キャリア 21 の挿入前に取り除かれるからである。

【 0027 】図 16 には、管状キャリア 21 と、係留ループ（縫合糸）39 と、中央制御ワイヤ 115 と、開口 29、29' と、開口 101、101' とが図示されている。

【 0028 】図 17 には、管状キャリア 21 と、係留ループ 39、39' と、開口 29、29' と、開口 101、101' と中央制御スレッド 25 とが図示されている。

【 0029 】「ブリーチ搭載」装置（ある種の「マズル搭載」装置でも）は、中央制御手段 26 を使用する。この中央制御手段 26 は、管状キャリア 21 の中央部に位置し、そこにスプリング組立体 6 が係止し、導入シース 4 の除去の間、グラフト 1 の軸方向の位置を保持するのに使用される。この中央制御手段 26 は、種々の形状をとりうる。例えば、図 16 のワイヤ 115、図 17 の中央制御スレッド 25（係留ループ 39、39' を介して管状キャリア 21 の中心を通過し、そして、管状キャリア 21 の中心を介して、最初の点に戻ってくる）のよう

なものである。係留ループ 39、39' が存在しない場合、中央制御スレッド 25 は、開口（29、29' 101、101'）内に存在し、スプリング組立体 6 のエルボ 7 を貫通して、スプリング組立体 6 の反対のエルボ 7 の開口に出て、開口を介して、管状キャリア 21 の器官内に戻り、そして、管状キャリア 21 の根元部に戻る。係留ループ 39、39' の解放は、管状キャリア 21 からワイヤ 115 を引き抜くことにより、行われる。または、中央制御スレッド 25 の一端を解放し、その後、それは、管状キャリア 21 から取り出される。

【 0030 】グラフト 1 の各端が、制御可能で、他端と独立して、配置されるならば、ワイヤ 115 は、部分的に、係留ループ 39 と 39' との 2 セットの間の点まで部分的に引き戻される。中央制御手段 26 が中央制御スレッド 25 である場合には、複数の中央制御スレッド 25 が使用され、そのうちの 1 つは、係留ループ 39 と 39' の各セット用である。

【 0031 】「ブリーチ搭載」装置は、拡張ヘッドを有していないので、「ブリーチ搭載」装置のキャリアは、グラフト 1 を導入シース 4 の先端部に移送する必要はない。そのかわり、導入シース 4 から引き抜かれるよりも押し込むようグラフト 1 の先端部で終端する。グラフト 1 に付属物は必要ない。しかし、グラフト 1 は、より剛性が高い、そして、その位置は、あまり正確には制御できない。

【 0032 】「マズル搭載」方法について、述べる。挿入前に装置を組み立てる為に、中央制御手段 26 は、管状キャリア 21 の全長に挿入され、そして、この管状キャリア 21 が次に、導入シース 4 の全長に挿入される。管状キャリア 21 の端部と導入シース 4 の先端から突出した中央制御手段 26 でもって、グラフト 1 は、拡張ヘッド 22 の上をスライドし、管状キャリア 21 の外側を管状キャリア 21 の拡張ヘッド 22 の下まで下がる。

【 0033 】図 16 において、グラフト 1 の先端部を、その後、中央制御手段 26 の周囲にスプリング組立体 6 に係合する係留ループ 39 でもって、係止する。あるいは、グラフト 1 に縫合する。係留ループ 39 は、管状キャリア 21 内に開口 29、29' を介して挿入されて、係留ループ 39 を形成し、この係留ループ 39 は、中央制御手段 26 に係合し、その結果、係留ループ 39 は、

管状キャリア 21 から出ることがなく、また、この中央制御手段 26 は、管状キャリア 21 の軸方向の開口を占有する。この係留ループ 39 は、グラフト 1 が配置された後は、グラフト 1 またはスプリング組立体 6 に接合された状態である。係留ループ 39 の材質は、低トロンボゲンの単一フィラメント材料で形成されるのが好ましい。中央制御手段 26 が引き抜かれると、糸 36 は、自由に管状キャリア 21 から出ることができる。グラフト 1 の根元部（下流側）は、管状キャリア 21 内の第 2 セットの開口 101、101' を通過する第 2 セットの係

留ループ39'を介して固定される。それにより、グラフト1の2個の端部の独立した配置が可能になる。一旦、グラフト1が圧縮されると、導入シース4は、管状キャリア21の上を滑り、導入シース4の端部が、拡張ヘッド22の拡張ヘッドリップ27に的確にフィットする。スプリング組立体12の上の突起10は、完全に導入シース4で被われる。それで、この装置の挿入の準備が完了する。

【0034】図18には、他の実施例が図示されている。同図には、片持フック100と、外部キャリア（カテーテル）102と、内部カテーテル104と、拡張ヘッド22とが図示されている。この実施例において、一対の同軸カテーテルは、先端部で接合され、内部カテーテル104が本体の外側から根元方向に引かれた時、外部キャリア102は膨張する。グラフト1は、外側の外部キャリア102のある場所に、外部キャリア102に外部表面の接合している片持フック100により保持される。この片持フック100は、挿入の間、グラフト1のスプリング組立体6に係合し、導入シース4が引き抜かれる間、グラフト1がその軸方向位置を変えるのを阻止する。外部キャリア102が引き抜かれた時、グラフト1は片持フック100から解放される。

【0035】選択的解放の為に、グラフト1をキャリア102に固定するこれらの方法が必要なのは、シースに對し、グラフト1が外側に拡張することにより、グラフト1を引き抜く為に、打ち勝つ必要のある摩擦力を生成するからである。このような機構がないと、グラフト1は、シースと共に移動してしまい。引き抜きが不正確になる。引き抜く際の力を最小限にするため、このシースの材料は、低摩擦材料で形成し、あるいは、その表面をコートするのがよい。

【0036】挿入プロセスが、外科手術かガイドワイヤを使用して、行われる。外科手術において、大腿動脈30を開腹手術で露出させる。完全な装置をこの大腿動脈30内に挿入する。そして、大腿動脈30と腸骨動脈34とを介して大動脈2内に挿入する。グラフト1は、大動脈瘤20の全長を被うように、配置される。この配置は、蛍光透視、放射透視で確認できる。適正な配置が確認できると、導入シース4は引き抜かれて、スプリング組立体12とグラフト1の一部を露出する。このスプリング組立体12は拡張して、大動脈2の壁内に先端13を押し込む。グラフト1が導入シース4から引き抜かれると、中央制御手段26も引き抜かれる。中央制御手段26が引き抜かれる際に、グラフト1が中央制御手段26に係留ループ39を介して係合している点を通過すると、この係留ループ39は、中央制御手段26の端部を通過し、管状キャリア21の開口29と29'を通過して自由になる。大動脈2内の血流がグラフト1の折曲部3を広げるのに役立つ。この配置は、2つの段階で行われる。まず、導入シース4が引き抜かれて、拡張し、大

動脈2の壁に付着するグラフト1の半分の先端部8が露出する。その後、中央制御手段26が、管状キャリア21内の開口29、29'と開口101、101'との間の点まで、引き抜かれ、グラフト1の根元部のみを管状キャリア21に接触させて置く。グラフト1の根元部9は、その後、独立して、グラフト1の先端部8に配置される。導入シース4は、その後、スプリング組立体31から引き抜かれる。グラフト1の根元部が露出すると、それも、スプリング組立体31の動作のもとで、拡張し、突起10を大動脈2の壁内に押し込む。その後、中央制御手段26が引き抜かれ、中央制御手段26が係留ループ39'の第2セットに係合する点を通過すると、グラフト1を完全に解放する。スプリング組立体31が解放された後、管状キャリア21、中央制御手段26、導入シース4が患者の身体から取り除かれる。大腿動脈30は、その後、治療され、傷口は回復する。

【0037】図19は、閉塞アンブレラ80の軸方向断面図である。グラフト82は、根元部は開いているが、先端部は閉じて、反転ピケット86を形成し、この反転ピケット86は、先端拡張機90により、カバーされている。スプリング組立体88のあご部92は、グラフト82の解放端部を拡張している。軸方向のボアを有する110は、先端拡張機90の内側に接続され、閉塞アンブレラ80を介して伸びている。押し込みカテーテル95は、アンブレラカテーテル110に当接し、軸方向開口111と軸方向開口112とは、整合している。中央押し込みワイヤ93は、押し込みカテーテル95の軸方向開口112を介して、挿入され、更に、アンブレラカテーテル110の軸方向開口111を介して、中央押し込みワイヤ93が押し込みカテーテル95に当たるまで、挿入される。

【0038】図20は、大動脈2から腸骨動脈34に伸びる大動脈瘤20を図示している。グラフト1が挿入され、それにより、大動脈2から腸骨動脈34への導管を形成している。従来の大動脈バイパスグラフト94は、グラフトの根元部から他のリムへの動脈血流を収納するサイドから血流を運ぶ為に、使用されていた。この閉塞アンブレラ80は、動脈血流（腸骨動脈34に大腿動脈バイパスグラフト94を介して入る）が、グラフト1と大動脈瘤20との間にはいる「バッキングアップ」するのを防止する。

【0039】挿入前に、閉塞アンブレラ80は、導入シース4の先端部に、導入シース4が先端拡張機90に係合し、アンブレラカテーテル110が、押し込みカテーテル95に出会うまで、こじ入れられる。アンブレラカテーテル110と押し込みカテーテル95とは、軸方向開口111と軸方向開口112を介して挿入された中央押し込みワイヤ93により、整合される。この装置が大腿動脈30内に挿入され、更に、腸骨動脈34内に挿入される。押し込みカテーテル95が導入シース4内を貫

通する。閉塞アンブレラ 80 は、導入シース 4 から、押し込みカテーテル 95 と中央押し込みワイヤ 93 とに力をかけることにより、押し出され、導入シース 4 の上に引き抜かれる。スプリング組立体 88 とあご部 92 とが導入シース 4 から外れると、それらは、閉塞アンブレラ 80 を確保する動脈壁に伸びる。押し込みカテーテル 95 と、中央押し込みワイヤ 93 と、導入シース 4 とがその後、動脈切開により、大腿動脈 30 から引き抜かれる。その後、この動脈切開は、大腿動脈バイパスグラフト 94 の先端部に接着される。

【0040】「ブリーチ搭載」導入シースを使用する場合は、このシースは、まず、動脈を介して、動脈瘤の根元部に挿入される。その後、拡張機が挿入されて、シースはクランプされて、グラフトが挿入される。

【0041】一般的に、プロテーゼ（人工器官）は、グラフトとステントとから構成される。このステントは、グラフトオリフィスの器官内に配置され、グラフトを拡張し、その位置に固定する。

【0042】全てのステントは、好ましくは、自己拡張タイプで、そのセグメント 201 が図 21 に図示されている。1 本のワイヤループが、折り曲げられて、直線リム 203 の間に反曲点 202 を形成している。リムの数と長さは、その材質、グラフトが挿入される血管のサイズ、導入システムのサイズ条件に応じて決まる。しかし、ステントの直径は、常に、グラフトが挿入される血管の直径より大きい。頭部ステントは、グラフトに固定される。ステントの曲げ、突起、他の表面形状は、付属物 204 の点として使用される。突起は、ワイヤのカテーテルの形状をとり、ステントにハンダ付けされたり、接着されたりする。頭部ステントは、あご 205 を有する。このあご 205 は、ステントの表面から外部に突出している。このあご部は、頭部または尾部に、あるいは、両方に形成される。それらは、ステントにどの場所でも接着しうる。頭部ステントは、突起があっても無くてもよい。

【0043】図 22 に、尾部オリフィス 208 と 209 と頭部オリフィス 207 を有する二又グラフト 206 が図示されている。この二又グラフト 206 は、本体 250 と、尾部リム 210 と尾部リム 213 を有する。本体 250 は、本体ボア 251 と頭部オリフィス 207 を有する。尾部リム 210 は、本体ボア 251 と連通するボア 252 と尾部オリフィス 209 を有する。尾部リム 213 は、本体ボア 251 と連通するボア 253 と尾部オリフィス 208 を有する。

【0044】一般的 5、グラフトは、ポリエチレンのような耐久性のヤーンで形成され、縫い目はない。また、ヤーン自身の有する柔軟性、あるいは後処理による適度な柔軟性を有している。グラフトの大きさは、種々の物があり、挿入される場所により、異なる。いずれにしても、グラフトの直径は、患者の血管の直径より大きいも

のが選択される。多くの場合、グラフトの長さは、尾部オリフィス 208、尾部オリフィス 209 が器官内に入るよう決定される。このグラフト頭部リムの材質は、多孔質のもので、血液のリークの浸透が可能な物でなければならない。

【0045】挿入サイドの反対側のサイドの尾部リム 210 は、放射線不透過ライン 211 と放射線不透過ライン 212 とでマークされている。これらのマークは、X 線、CT、MRI 等の装置で、透視可能である。尾部リム 213 は、尾部オリフィス 208 に、少なくとも、2 個の放射線不透過ライン 214、215 を有する。図 23 において、プロテーゼ注入システム 180 は、中央キャリア 216 とそれと同軸の同軸導入シース 217 とを有する。この同軸導入シース 217 は、一定の直径と一定の肉厚を有する。同軸導入シース 217 の内径は、2カ所の領域に沿った中央キャリア 216 の外径に対応する。そのうち 1 つの領域は、キャリアシフト 218 の尾部に位置し、他の領域は、キャリアヘッド 219 の頭部に位置する。これらの 2 つ領域の間に狭いキャリア軸領域 220 が存在する。

【0046】同軸導入シース 217 は、フレキシブルな人体に無害な材質の薄い壁でできており座屈に耐え、またその表面の摩擦係数も低い。この同軸導入シース 217 は、先端部 223 以外の場所で一定の直径と一定の肉厚を有する。この先端部 223 の場所は、同軸導入シース 217 の表面 221 は、テーパ状に形成され、キャリアヘッド 219 の外部表面 222 に適合する（図 24、25）。図 26 において、止血シール 225 は、キャリアシフト 218 の外部表面 226 と係合する。この止血シール 225 は、外部表面 226 を把持する公知のロック 227 を有する。同軸導入シース 217 の長さは、中央キャリア 216 の長さに依存する。この同軸導入シース 217 は、キャリア軸全体より長く、キャリアヘッド 219 とキャリアシフト 218 の一部を被う。

【0047】図 26、27 において、中央キャリア 216 は、内部カテーテル 229 と、それと同軸の外部カテーテル 230 を有する。この内部カテーテル 229 は、一定の直径と肉厚を有する。内部カテーテル 229 の尾部 231 は、注入ポート 232 を有する。内部ルーメン 233 は、内部カテーテル 229 の外径にマッチするが、外部カテーテル 230 の外径は、変化する。先端では、この外径は、導入シースの内径に対応する（図 24）。外部カテーテル 230 のこのセグメントは、キャリアヘッド 219 である。

【0048】図 25 において、別的小拡大部 234 は、先端では、同軸導入シース 217 の端部である。更に、キャリアヘッド 219 から同軸導入シース 217 へスムーズに移行する。

【0049】尾部周囲の導入シースの内径は、キャリアシャフト 218 の尾部セグメントの外径にマッチする。

キャリアヘッド219とキャリアシャフト218との間の中央キャリア216のより狭いセグメントは、キャリア軸領域220である。挿入時、プロテーゼ組立体228とその関連カテーテルシステムは、同軸導入シース217とキャリア軸領域220との間の空間に圧縮挿入される。

【0050】図23において、2対の穴235と穴236とは、キャリア軸の外部カテーテルを横断し、1対は、プロテーゼ組立体228の端部を横断する。

【0051】図27において、縫合糸ループ237、縫合糸ループ238がこの点で、内部カテーテル229の周囲に巻回され、外部カテーテル230の器官内に孔を介して入る。これに縫合糸は縫合糸ループ239、240と同様に、プロテーゼ組立体228のある部分を横断する。それにより、プロテーゼの両端を中央カテーテルに縫合する。縫合糸ループ237-240(とプロテーゼ)は、内部カテーテル229を取り除くことにより、解放される。各セットのループは、クロスしてはならない。さもないと、内部カテーテル229を取り除いた後でも、中央キャリアを解放できなくなる。

【0052】図26において、内部カテーテル229と外部カテーテル230の尾部241は、短くフレキシブルな拡張部を有する。その大きさと構造は、キャリア軸領域220に類似している。内部カテーテル229と外部カテーテル230とは、それぞれ、その拡張部の尾部で、注入ポート232と押圧部242とを有する。この232と押圧部242とは、保持部243でロックされ、内部カテーテルが抜けるのを防止する。

【0053】図23において、キャリアシャフト(または、キャリア軸領域220の尾端部)の頭部244は、カテーテルと縫合糸の接続の為に、管状溝245を有する。

【0054】キャリアシフト219とキャリアシャフト218の直径は、同軸導入シース217の直径により決定される。そして、この同軸導入シース217は、プロテーゼの容積により、決定される。キャリア軸領域220の最短長さは、動脈瘤の根元部から皮膚までの距離である。また、キャリア軸領域220の最大長さは、導入シースの長さである。それ故、中央キャリア216は、腸骨動脈と動脈瘤の合計の長さの2倍に等しい。

【0055】尾部の制御メカニズムに付いて、以下に記述する。尾部リム制御メカニズムが、二又グラフト206の尾部リム210と213の尾端部から皮膚まで伸びる。この尾部リム制御メカニズムは、図28、29に図示されるように、グラフトの管状拡張部246、247の形状をしている。あるいは、図32-35に図示するような、カテーテルと縫合糸の組み合わせである。

【0056】図28において、管状拡張部246と247とは、二又グラフト206の尾部リム213と210にロッド部248と249でもって縫合されている。こ

のロッド部248と249は、280と281とで係止されている。

【0057】図29には、別の制御メカニズムが図示されている。同図には、ボア252と253のループが、それぞれ、管状拡張部246と247の壁に沿って二又グラフト206と接合している。

【0058】図30において、縫合糸254の単一ループは、尾部リム210の一端に対する牽引手段として、使用される。図31に、尾部リム210の端部の複数の

10 点に接続する状態が図示されている。縫合糸254の一側面が切断されると、他の端部の牽引が、グラフト内の縫合糸の端部引きつけ、本体から引き出す。縫合糸をカテーテル255内に閉じ込めることにより、モツレを少なくする。

【0059】図32と33において、カテーテル255の側面穴256と、カテーテル255の複数の257、側面穴258とは、尾部リム210の壁に近かずかずに、グラフトの複数の点の引きを可能にする。結び目259により、ループの両端を分割することにより、縫合糸254がカテーテル255から出てくることが可能になる。このカテーテルと縫合糸の組み合わせは、複数の機能を提供できる。引きは、図34に図示する如く、最短の縫合糸260を介してのみ伝達されるからである。カテーテル255の引きは、縫合糸260が切断されるまで、縫合糸261を緊張させない。

【0060】図35に、尾部リム210のカテーテル255が図示されている。262は、カテーテル255と263とを有する。図36において、210の尾部ルーメンは、縫合糸264により提供され、こ縫合糸の26

30 4は、縫合糸ループ237と238とがプロテーゼに係止したように、中央キャリアに係止されている。反対リムアクセスガイドシステム265は、引きが外部端部にかかると、緊張し、フレキシブルでなくなる。緊張すると、それは、図39に図示するように、カテーテル140のルーメン内のワイヤガイドのように機能する。内部カテーテル229が取り除かれると、反対リムアクセスガイドシステム265は、中央キャリア216から解放される。係留ループ266は、カテーテルの端部に係合するか、そのルーメン内を貫通し、尾部にまで伸びる。

40 そこで、縫合糸の結び目が引き抜かれるのを阻止する。カテーテル内で側面穴267を貫通して結ばれた縫合糸は、緊張がかかると、引き抜かれる傾向にある。ただし、図37に示すように、引きをより均等に分配するよう、カテーテルを囲む場合、この限りではない。

【0061】図38において、尾部リム213のルーメンのアクセスは、ワイヤガイドによりガイドされる。ステントの挿入の間、引きが維持されるならば、縫合糸254は、また、尾部リム213に必要である。尾部リム213のカテーテルへの方向は、一定でなければなせない。どのゆうなネジレも2個の先端リムの相対的方向付

けに際し、再生されるからである。キャリア軸領域220の場所は、挿入システムの外側にマークされる。

【0062】図39において、カテーテル140は、ステント押し込み装置271と、外部シース268とを有する。尾部ステント挿入装置の構造と機能は、プローゼ注入システム180のそれとほぼ同様である。

【0063】外部シース268は、一定の直径と肉厚を有している。ただし、シースの外部表面がターバ状になり、押し込みヘッド270とスムーズに接合する頭部オリフィス269の部分を除く。このシースは、フレキシブルな材料で、その表面は、低摩擦係数である。ステント押し込み装置271の頭端部に押し込みヘッド270が配置されており、この押し込みヘッド270は、導入シースの内径とマッチする外径を有する。また、この押し込みヘッド270は、導入シースの直径とも合う。この2つの間は、狭い押し込み軸273であり、この押し込み軸273は、尾部ステント275を貫通する。

【0064】図40において、カテーテル130が二又グラフト206の尾部リム210の位置を方向付ける。二又のグラフトの反対リムを配置するとネジレが生成される。カテーテル130が先端リム制御システムの上にかぶせられ、ネジレを除去する。カテーテル130には、頭部274に魚口形状のスプリットが設けられている。端末のスプリットは、その装置の長軸を含む面を占有する。引きが縫合糸254に加えられると、この縫合糸254は、グラフトの2個の壁にそなえカテーテル内に引き込まれる。その後、平面化した反対側面リムは、カテーテル130内のスロット内にスライドする。

【0065】図41において、管状拡張部246と247と共に使用されるカテーテル131が図示されている。このカテーテル131は、先端部133に軟質球形チップと拡張部132とを有する拡張機である。この拡張機が管状部に挿入され、この管状部は、尾部を引くことにより、緊張状態におかれ。きっちり適合することにより、管状部の表面の摩擦力により、ネジレ力がグラフトに伝達される。グラフトの拡張部が存在しない場合、カテーテル131が反対リムアクセサガイドシステム265の上に進行する。その後、拡張機が尾部分オリフィス209の内面と係合する。あるいは、拡張機が尾部リム210内ぶ膨らませたバルーン(風船)である場合は、カテーテル131が如何なる形状をとるとも、動脈瘤から尾部リムの端部に到達するに十分長い。

【0066】図42は、ダブルルーメンカテーテル120の部分断面図である。このカテーテルは、貫通穴121と122とを有する。一方は、動脈カテーテルが挿入され、他方には、造影用カテーテル(または、ワイヤ)が挿入される。先端部123は、挿入しやすいように、若干テバ状で形成されている。このカテーテルは、ネジレに強いので、2つのルーメンは、その形状が維持される。このカテーテルは、2個のカテーテルが分かれる

所まで、挿入され、一方のカテーテルは、動脈の根元部に、他方のそれは、腸骨動脈に挿入される。

【0067】以下にプローゼ装置とその使用方法について、説明する。患者は、手術台の上に仰向けに寝る。動脈の分岐点まで、動脈血管を手術することにより、アクセスする。あるいは、導入シースを用いて、プローゼ装置が挿入される。サイラスティク(登録商標)バンドで動脈の根元部を、クランプで先端部を止血する。また、患者をヘパリン(凝血剤)で凝血する。

【0068】この挿入は、蛍光線器具でガイドされる。特に、有効な装置は、デジタルサブストラクションである。これは、リアルタイムの蛍光イメージと、静的なイメージ組み合わせて、挿入装置を適切にガイドしようとするものである。

【0068】まず、最初の血管造影を行い、ガイドが挿入される基準点を規定する。その後、挿入されたカテーテルを除去し、ガイドワイヤを基準位置に残す。

【0069】ワイヤ、縫合糸、カテーテル、テープ等が挿入される。ある方法では、このカテーテルやガイドワイヤをドルミエバスケットを用いて、動脈に縫い付ける。別の方では、蛍光線ガイド装置により実行する方法である。

【0070】交差動脈系に血管造影カテーテルを巻き付けないよう、注意しなければならない。この為には、120を用いるとよい。

【0071】導入システムは、ワイヤガイドに巻き付けて、使用する。プローゼの位置は、中央カテーテルを操作することにより、制御される。導入システムが引き抜かれた後、ステントは拡張し、グラフトを開き、所定の位置に固定する。同軸導入シース217をさらに引き抜くと、頭部リム制御機構と中央キャリア216が出てくる。この頭部リム制御機構、縫合糸ループ237、238や、他のカテーテル、管状グラフト拡張機が、縫合糸や、テープ、クリップ等を用いて、動脈に接着される。

【0072】尾部リム210は、動脈内に挿入後、捻れるみとがある。このネジレは、放射線不透過ライン211と212とを観察することにより、確認できる。縫合糸ループ237、238のような反対側リム制御機構を用いて、尾部リム210を引き、それをカテーテル130、131の上に引く。尾部リム210のネジレを取ることにより、動脈の脈と血流の流れが良くなる。

【0073】ステントは、尾部リム210と211の周囲の血が動脈瘤内に逆流するのを阻止しなければならない。ステント挿入装置は、管状拡張部247を貫通する。あるいは、この装置は、ワイヤガイドまたは反対リムアクセサガイドシステム265の上にかぶせられる。いずれにしても、尾部リムを尾部リム制御機構を用いて、引きつけて置く必要がある。

【0074】プローゼ組立体228は、内部カテーテ

ル 229 を除去することにより、中央キャリア 216 から解放される。搭載装置を取り除く前に、内部カテーテルを置き換えて、中央ルーメンを介してワイヤガイドを前進させることが必要であるが、それは、ワイヤガイドは、尾部リム 213 のルーメン内にステントの挿入をガイドする必要があるからである。ステントの挿入後、ワイヤガイドは、カテーテルの挿入をガイドするのに、必要である。手術の完了後、カテーテルは、引き抜かれ、動脈の治療は終了し、傷口は閉じられる。

【0075】図 43において、器官移植装置 350 は、プロテーゼ組立体 228 を二又ルーメン内の所定位置に配置する。図 48 と 49 に示すように、二又ルーメン 284 は、腸骨動脈 34 と 35 で大動脈 2 内に配置される。大動脈瘤 20 は、腸骨動脈 34、35 の根元部に配置される。動脈ルーメン 285 は、メインルーメンを形成し、腸ルーメン 286、287 とは、この動脈ルーメン 285 と連通する。

【0076】図 43 のプロテーゼ組立体 228 は、ステントブート 304、305 内に、二又グラフト 206、主スプリング組立体 301、リムスプリング組立体 302、303 (図示せず) を有する。主スプリング組立体 301 とプロテーゼ組立体 228 とは、同軸導入シース 217 内に配置され、この同軸導入シース 217 は、ボリテトラフルオロエチレン製である。二又グラフト 206 は、本体 250 を有し、この本体 250 に尾部リム 213 と 210 とが付属し、それらは、ステントブート 304 と 305 との上部に部分的にかぶさる。

【0077】本体 250 は、頭部オリフィス 207 と本体ボア 251 とを有する。ボア 252 と 253 とは、本体ボア 251 と連通し、それぞれ、尾部リム 210 と 213 内に伸びる。尾部リム 210 は、尾部オリフィス 209 を有し、尾部リム 213 は、尾部オリフィス 208 を有する。主スプリング組立体 301 は、頭部オリフィス 207 を貫通して、本体 250 の本体ボア 251 内に配置され、本体 250 が動脈ルーメン 285 の内壁と適合する。プロテーゼ組立対が二又ルーメン 284 内に配置され、同軸導入シース 217 から解放されると、主スプリング組立体 301 は、その圧縮状態から拡張する (図 43)。

【0078】器官移植装置 350 は、圧縮状態の主スプリング組立体 301 を保持する為に、同軸導入シース 217 を有し、圧縮状態のスプリング組立体を保持する為に、ステントブート 304 を有し、圧縮状態のスプリング組立体を保持する為に、ステントブート 305 を有し、プロテーゼ組立体 228 を二又ルーメン 284 内に保持する為に、ボア 252 と 253 内に配置された保持組立体 351 を有する。一方、外部シースは、プロテーゼ組立体 228 から引き抜かれ、主スプリング組立体 301 を圧縮状態から解放する。

【0079】中央キャリア 216 と同様に、メイン保持

組立体は、その先端部に拡張ヘッド 353 を有する細長部材 352 を有する。拡張ヘッドは、器官移植装置を二又ルーメン内に貫通するよう、機能し、出血を最小化する。細長部材 352 は、中間キャリア軸領域を有し、この領域は、外部カテーテル 318 と、コネクタスリーブ 354 と、その中に形成された側面開口 355、356 と、この細長部材内を軸方向に伸びる内部カテーテル 319 と、この細長部材は、外部カテーテルとコネクタスリーブ 354 とを有する。このコネクタスリーブ 354

10 は、外部カテーテル 318 のセグメントを接続し、接続縫合糸 357、358 が側面開口 355、356 を介して、内部カテーテル 319 に接続することを容易にする。接続縫合糸 357 と 358 の一端は、外部カテーテル 318 の外表面に結合され、他端は、内部カテーテル 319 の外表面に結合される。接続縫合糸 357 と 358 とは、主スプリング組立体 301 の対向端を貫通して、ループが形成され、プロテーゼ組立体 228 を二又ルーメン 284 内に保持する。一方、同軸導入シース 217 は、プロテーゼ組立体 228 から引き抜かれ、主スプリング組立体 301 を圧縮状態から解放する。外部シースは、空間 359 を有し、その中には、プロテーゼ組立体 228 がその挿入中配置されている。接続縫合糸 357 と 358 とは、プロテーゼ組立体 228 が同軸導入シース 217 内に配置された時、主スプリング組立体 301 を一時的に圧縮状態にするような反転装置を形成する。外部シースの先端部は、拡張ヘッド 353 の根元部近傍に配置され、搭載装置の二又ルーメン内への挿入を容易にする。

【0080】細長部材 352 は、キャリアシャフト 218 と同様なキャリアシャフト領域 360 を有し、このキャリアシャフト 218 内にキャリアシャフト管状リセス 309 が形成されている。

【0081】図 44において、リムスプリング組立体 302 が圧縮状態の部分断面図である。このリムスプリング組立体 302 は、縫合糸 315、316 を介して、尾部リム 213 の内側に接続され、ステントブート 304 内に包含される。プロテーゼ組立体 228 が大動脈瘤 20 内に適切に配置されると、リムスプリング組立体 302 は、圧縮状態から解放され、尾部リム 213 を拡張し、リムを腸骨動脈 34 の内壁に適合させる。ステントブート 304 は、圧縮状態のリムスプリング組立体 302 を収納する容器である。縫合糸 314 は、一時的に、リムスプリング組立体 302 に接続され、プロテーゼ組立体 228 を二又ルーメン 284 内に配置する間、リムスプリング 302 をステントブート 304 に保持する。縫合糸 314 は、プロテーゼ組立体 228 が二又ルーメン 284 内にある時、特に、尾部リム 213 が腸骨動脈 34 内に適切に配置された時、リムスプリング組立体 302 を解放する解放機構を形成する。縫合糸 314 が、リムスプリング組立体 302 から離れると、ステントブ

ート304は、リムスプリング組立体302から引き込まれ、それ圧縮状態から解放する。リムスプリング組立体302が、圧縮状態から解放されると、リムスプリング組立体302は、尾部リム213を拡張し、リムを腸ルーメン286の内壁に適合させる。

【0082】ステントブート304は、ポリテトラフルオロエチレン製のチューブで、リムスプリング組立体302を圧縮状態で保持する。リムスプリング組立体302は、ボア253内の尾部リム213に、縫合糸315、316でもって接続される。縫合糸315、316とは、尾部オリフィス208から頭部部分に配置され、グラフトリムの尾部がステントブート304の上部の上に伸びる。縫合糸314、317とは、一時的にリムスプリング組立体302に接続され、リムスプリング組立体302をステントブート304内に保持する。縫合糸314と317の一端は、外部カテーテル318の周囲に結ばれ、一方他端は、コネクタスリーブ322の開口320と321を貫通した内部カテーテル319の周囲に結ばれる。内部カテーテル319は、リムスプリング組立体302に一時的に接続され、314、317を解放する解放機構の一部を形成する。縫合糸314、317、内部カテーテル319とは、ステントブート304内にリムスプリング組立体302を保持する保持機構を形成する。コネクタスリーブ322は、開口320と内部カテーテル319とを有するチューブである。コネクタスリーブ322は、外部カテーテル318の外径に合う内径を有する。外部カテーテル318が切断され、コネクタスリーブ322の対向端部内に挿入され、医療用接着剤を用いて、接合される。内部カテーテル319は、コネクタスリーブ322と外部カテーテルの通路を通過し、スリーブ内の側面開口を貫通した接続縫合糸を保持する。

【0083】図45において、ステントブート304は、尾部リム210の内部に接続され、ステントブート305内に含まれる。カテーテル255は、ステントブート305に接続され、306を貫通して伸びる縫合糸254を有する。この縫合糸254は、リムスプリング組立体303に一時的に接続され、このリムスプリング組立体303をステントブート305内に、プロテーゼ組立体228をルーメン284内に配置する間保持する。縫合糸254は、プロテーゼ組立体228が二又ルーメン284内に配置された時、特に、尾部リム210がリムスプリング組立体303内に配置された時、リムスプリング組立体303を解放する解放機構を構成する。縫合糸254がリムスプリング組立体303から離れると、ステントブート305は、リムスプリング組立体303から引き抜かれ、それを圧縮状態から解放する。リムスプリング組立体303が圧縮状態から解放されると、リムスプリング組立体303は、尾部リム210を拡張し、リムを腸ルーメン287の内壁に適合させる。

【0084】カテーテル255は、市販のコポリマー製のチューブで、それに、ステントブート305が医療用接着剤で一体化される。ステントブート305は、圧縮状態のリムスプリング組立体303を収納するポリテトラフルオロエチレン製のチューブである。リムスプリング組立体303は、カテーテル255の内側の尾部リム210に縫合糸307、308で接続される。縫合糸307、308は、尾部オリフィス209の頭部に配置され、尾部リム213の尾部がステントブート305上に伸びるようにする。リムスプリング組立体303は、血管内に食い込む鈎を有し、プロテーゼ組立体228を固定する。しかし、リムスプリング組立体303は、この鈎があつてもなくてもよい。縫合糸254は、一時的にキャリアシャフト管状リセス309に縫合糸310を介して、接続される。

【0085】図46において、ステントブート305は、カテーテル255に接続され、このカテーテル255は、カテーテル130の軸方向ルーメン311内に配置される。複数のスプライン312は、ステントブート305の根元部に形成され、軸方向ルーメン311の先端部の周囲に配置される複数の313に適合する。このスプライン313は、互いに係合し、ステントブート305と尾部リム210とを回転し、腸骨動脈35内に適切に配置するようにする。尾部リム213に放射線不透過のマーカが付けられている。

【0086】図47において、プロテーゼ組立体228は、大動脈2の二又ルーメン284と腸骨動脈34、35内に配置される。主スプリング組立体301は、圧縮状態から解放され、本体250を拡張し、本体250を動脈ルーメン285の内壁に適合させる。同様に、302も、圧縮状態から解放され、細長部材352と尾部リム213は、腸骨動脈34の腸ルーメン286の内壁に尾部リム213を適合させる。リムスプリング組立体303が圧縮状態から解放されると、尾部リム210を拡張し、腸骨動脈35の腸ルーメン287の内壁に尾部リム210を適合させる。カテーテル255とステントブート305は、リムスプリング組立体303から引き抜かれると、尾部リム210を拡張する。

【0087】次に、プロテーゼ組立体228を二又ルーメン284内の適切な点に配置する方法について述べる。まず、開口283と開口361を介して腸骨動脈34、35内の腸ルーメン286、287内に配置する。ガイドが283と361との間に配置される。器官移植装置350は、保持組立体351、細長部材352を有し、それに付属されたプロテーゼ組立体228が、二又ルーメン284内に配置される。同軸導入シーズ217がプロテーゼ組立体228から引き抜かれると、カテーテル255は、尾部リム210を腸骨動脈35の腸ルーメン287内にガイドして入れる。縫合糸314が、プロテーゼ組立体228を二又ルーメン284内に配置し

ている主スプリング組立体 301、リムスプリング 302、303 から解放される。ステントブート 304 と 305 とは、細長部材 352 とカテーテル 2.55 を引き抜く間に、それぞれのスプリング組立体から取り除かれる。

【0088】変形例として、ステントブート 304 と 305 は、外部カテーテルに固定するか、スライド可能に固定する。同様に、ステントブート 304 は、カテーテルの端部に接着剤を用いるか、スライド可能に固定する。同軸導入シース 217 は、半剛性のポリテトラフルオロエチレン製で、プロテーゼ組立体 228 を収容可能である。スプリング組立体まではステントは、それが引き抜かれたとき、自動的に拡張するものであれば、如何なる形状のものでもよい。

【0089】

【発明の効果】以上述べた如く、本発明のグラフトは、大きな外科手術を施さずにグラフトを動脈瘤内に配置して治療ができる。更に、本発明のプロテーゼ挿入装置は、このようなグラフトを安全確実に患者の体内に配置できる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の一実施例の管状グラフトの斜視図である。

【図 2】本発明の一実施例のスプリング拡張組立体の斜視図である。

【図 3】図 2 の線 A-A に沿った断面図である。

【図 4】図 2 の線 B-B に沿った断面図である。

【図 5】本発明の他の実施例のスプリング拡張組立体の斜視図である。

【図 6】グラフトに縫合したスプリング拡張組立体を斜視図である。

【図 7】フレキシブルなスプリング整合と圧縮抵抗組立体の斜視図である。

【図 8】フレキシブルなスプリング整合と圧縮抵抗組立体のエルボウと保持バーを表す図である。

【図 9】2 個の圧縮状態のスプリング拡張組立体と 2 個の非圧縮状態のスプリング拡張組立体整合の軸方向断面図を表し、それらがフレキシブルなスプリング整合と圧縮抵抗組立体図 7 により結合された状態を表す図である。

【図 10】フレキシブルなスプリング整合と圧縮抵抗組立体を表し、保持バーがスプリング拡張組立体の 1 つに固定されている状態を表す図である。

【図 11】先端部に配置された拡張ヘッドを有する管状キャリアの軸方向断面図である。

【図 12】「マズル挿入」装置の軸方向断面図である。

【図 13】導入シースの根元端部の軸方向断面図である。

【図 14】拡張ヘッドと導入シースと管状キャリアと中央制御手段とが挿入された大動脈瘤と腸骨動脈と大腿動

脈の縦断面図である。

【図 15】グラフトが挿入された大動脈瘤と腸骨動脈と大腿動脈の縦断面図である。

【図 16】係合ループと中央制御手段とが挿入された管状キャリアの縦断面図である。

【図 17】係合ループと中央制御手段とが挿入された管状キャリアの縦断面図である。

【図 18】他のグラフト接着手段の縦断面図である。

【図 19】閉塞アンブレラの縦断面図である。

10 【図 20】閉塞アンブレラとグラフトとが挿入された大動脈瘤と腸骨動脈と大腿動脈の縦断面図である。

【図 21】自己拡張ステントのセグメントを表す図である。

【図 22】二又のグラフトを表す図である。

【図 23】管状キャリアを表す図である。

【図 24】テーパ状の頭端部を有する導入シースの一実施例を表す図である。

【図 25】テーパ状の頭端部を有する導入シースの他の実施例を表す図である。

20 【図 26】管状キャリアの一実施例を表す図である。

【図 27】管状キャリアの他の実施例を表す図である。

【図 28】二又のグラフトに縫合された管状拡張部の一実施例を表す図である。

【図 29】管状拡張部をグラフトに縫合する別の方法を表す図である。

【図 30】尾端部のリムを牽引する縫合糸の単一ループを表す図である。

【図 31】尾端部のリムにある複数の穴を介して牽引する縫合糸のループを表す図である。

30 【図 32】カテーテルの側面穴と尾端部のリムにある複数の穴を介して牽引する縫合糸のループを表す図である。

【図 33】カテーテルの側面穴と尾端部のリムにある複数の穴を介して牽引する縫合糸のループを表す図である。

【図 34】縫合糸を介して、カテーテルを引き上げる状態を表す図である。

【図 35】尾端部リム制御システムの尾端部リム制御カテーテルを表す図である。

40 【図 36】尾端部リム制御システムの尾端部リム制御カテーテルを表す図である。

【図 37】反対ルーメンアクセスガイドシステムのカテーテルを包囲する縫合糸を表す図である。

【図 38】挿入ワイヤにより同側のリムルーメンにアクセスする状態を表す図である。

【図 39】本発明の先端ステントの側面図である。

【図 40】グラフトを真っ直ぐにする反対リムを表す図である。

50 【図 41】グラフトを真っ直ぐにする反対リムの別の実施例を表す図である。

【図 4 2】ネジレ防止用ダブルルーメンカテーテルの断面図である。

【図 4 3】プロテーゼを所定位置に配置する本発明の人工器官移植装置部分の部分断面図である。

【図 4 4】図 4 3 のプロテーゼ組立体の同側リムスプリング組立体と人工器官移植装置のステントブートの部分断面図である。

【図 4 5】図 4 3 のプロテーゼ組立体の反側スプリング組立体と制御リム挿入カテーテルの部分断面図である。

【図 4 6】図 4 5 の制御リム挿入カテーテルに仮に接続された反対側面ステントブートの部分断面図である。

【図 4 7】本発明のプロテーゼ組立体が、動脈瘤と動脈と腸骨動脈に挿入された状態を表す図である。

【図 4 8】動脈と腸骨動脈に挿入されたワイヤガイドで縫合糸を制御する方法を示す図である。

【図 4 9】動脈と腸骨動脈に挿入されたワイヤガイドで縫合糸を制御する方法を示す図である。

【符号の説明】

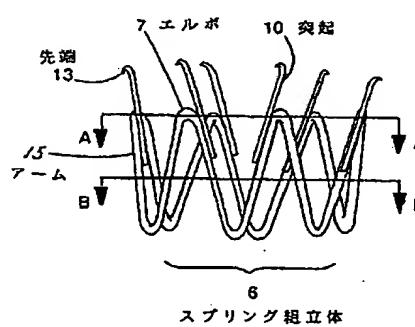
- 1 グラフト (接ぎ木)
- 2 大動脈
- 3 折曲部
- 4 導入シース
- 5 直径
- 6 スプリング組立体
- 7 エルボ
- 8 先端部
- 10 突起
- 12 スプリング組立体
- 13 先端
- 15 アーム
- 19 根元部
- 20 大動脈瘤
- 21 管状キャリア
- 22 拡張ヘッド
- 25 中央制御スレッド
- 26 中央制御手段
- 27 拡張ヘッドリップ
- 29、29' 開口
- 30 大腿動脈
- 31 スプリング組立体
- 34、35 腸骨動脈
- 36 糸
- 39、39' 係留ループ
- 42 反曲アーチ
- 49 フレキシブルスプリング整合圧縮抵抗部材
- 50 第1スプリングアーム
- 51 スプリング拡張組立体
- 52 第2スプリングアーム
- 54 保持バー
- 56 突出部

- 58 開口
- 60 開口輪
- 62 ロッド部
- 64、66 スプリング組立体
- 68 ワイヤガイド
- 70 ゴムシール
- 72 開口
- 74 筒状部
- 75 上部円錐部
- 10 80 閉塞アンブレラ
- 82 グラフト
- 86 反転ピケット
- 88 スプリング組立体
- 90 先端拡張機
- 92 あご部
- 93 中央押し込みワイヤ
- 95 押し込みカテーテル
- 94 大腿動脈バイパスグラフト
- 96 大腿動脈
- 20 100 片持フック
- 101、101' 開口
- 102 外部キャリア
- 104 内部カテーテル
- 110 アンブレラカテーテル
- 111、112 軸方向開口
- 180 プロテーゼ注入システム
- 201 セグメント
- 202 反曲点
- 203 直線リム
- 30 204 付属物
- 205 あご
- 206 二又グラフト (接ぎ木)
- 207 頭部オリフィス
- 208、209 尾部オリフィス
- 210、213 尾部リム
- 211、212 放射線不透過ライン
- 214、215 放射線不透過マーカ
- 216 中央キャリア
- 217 同軸導入シース
- 40 218 キャリアシャフト
- 219 キャリアヘッド
- 220 キャリア軸領域
- 222 外部表面
- 223
- 224 尾部
- 225 止血シール
- 226 外部表面
- 227 ロック
- 228 プロテーゼ組立体
- 50 229 内部カテーテル

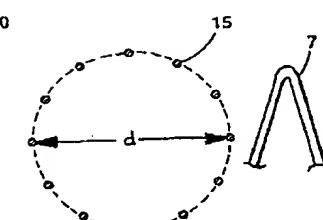
230 外部カテーテル
 231 尾部
 232 注入ポート
 233 内部ルーメン
 234 小拡大部
 235、236 穴
 237、238、239、240 縫合糸ループ
 241 尾部
 242 押圧部
 243 保持部
 244 頭部
 245 管状溝
 246、247 管状拡張部
 248、249 ロッド部
 250 本体
 251 本体ボア
 252、253 ボア
 254 縫合糸
 255 カテーテル
 256、258 側面穴
 259 結び目
 260、261、263 縫合糸
 265 反対リムアクセスガイドシステム
 266 係留ループ
 267 側面穴
 268 外部シース
 269 頭部オリフィス
 270 押し込みヘッド
 271 ステント押し込み装置
 272 押し込みシャフト
 273 押し込み軸

274 頭部
 275 尾部ステント
 284 ニ又ルーメン
 285 動脈ルーメン
 286、287 腸ルーメン
 301 主スプリング組立
 302、303 リムスプリング組立
 304、305 ステントブート
 306
 10 307、308 縫合糸
 309 キャリアシャフト管状リセス
 310 縫合糸
 311 軸方向ルーメン
 312、313 ステイライン
 314、315、316 縫合糸
 318 外部カテーテル
 319 内部カテーテル
 320、321 開口
 322 コネクタスリーブ
 20 350 器官移植装置
 351 保持組立
 352 細長部材
 353 拡張ヘッド
 354 コネクタスリーブ
 355、356 側面開口
 357、358 接続縫合糸
 360 キャリアシャフト領域
 380、381 ロック鈎
 382、383 ロック鈎
 30 388、389 係合部

【図2】

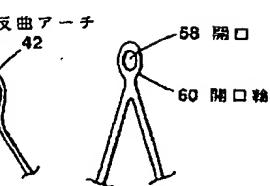


【図3】

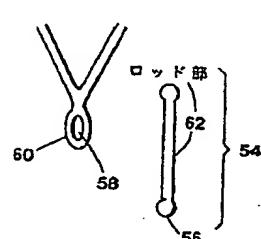
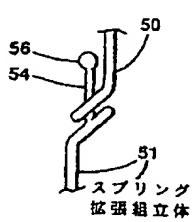


【図4】

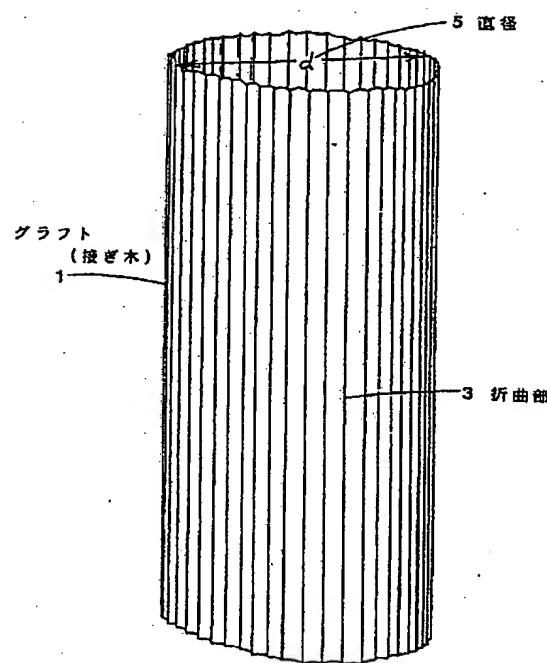
【図5】



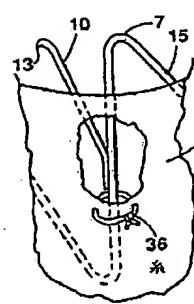
【図10】



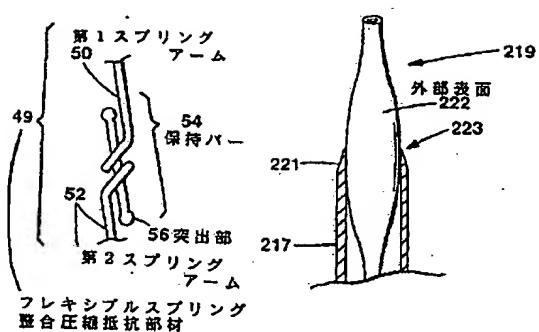
【図 1】



【図 6】

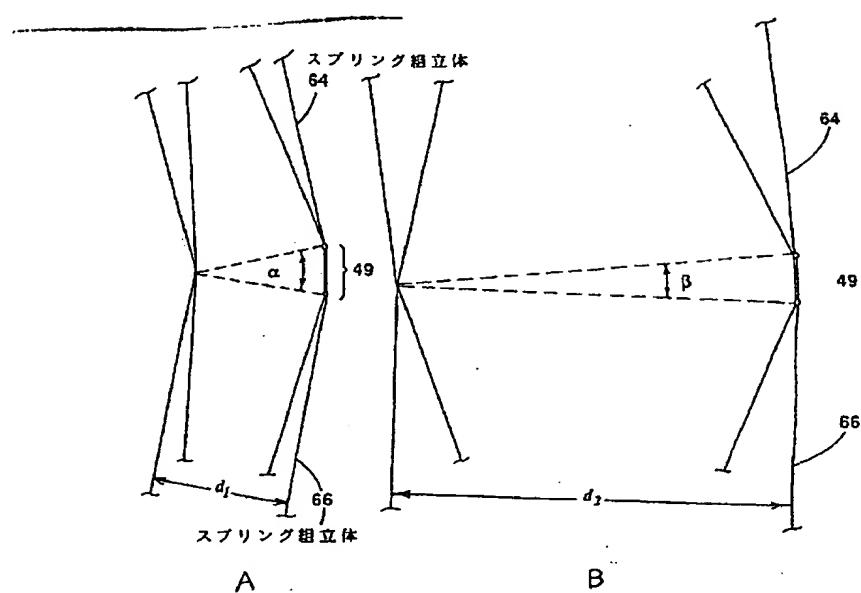


【図 7】

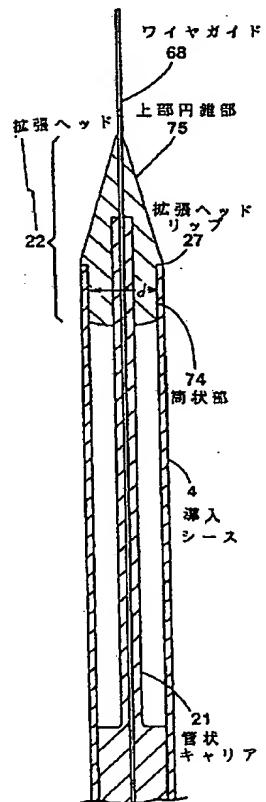


【図 24】

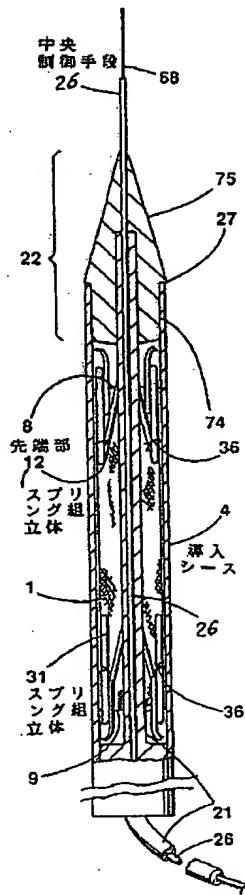
【図 9】



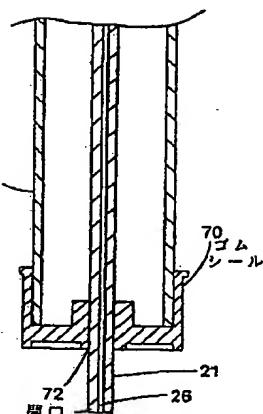
【図 11】



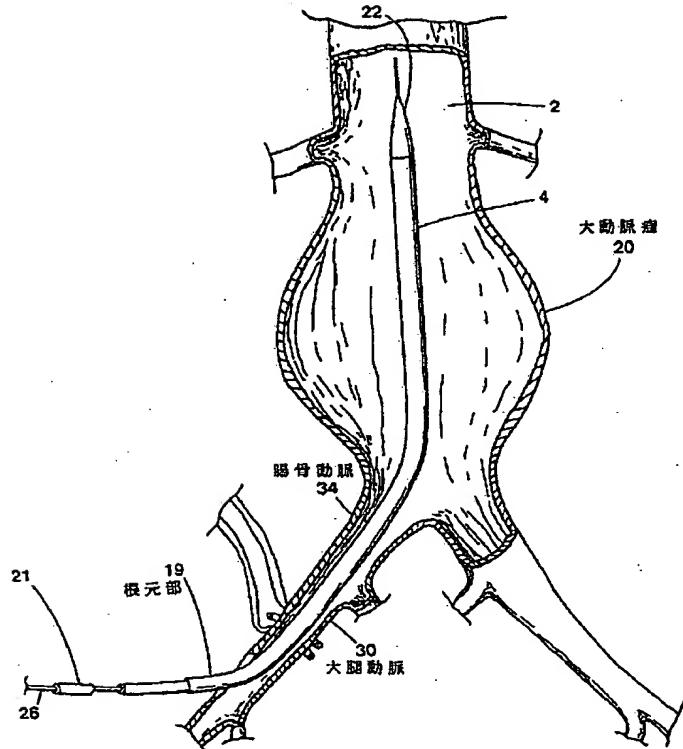
【図12】



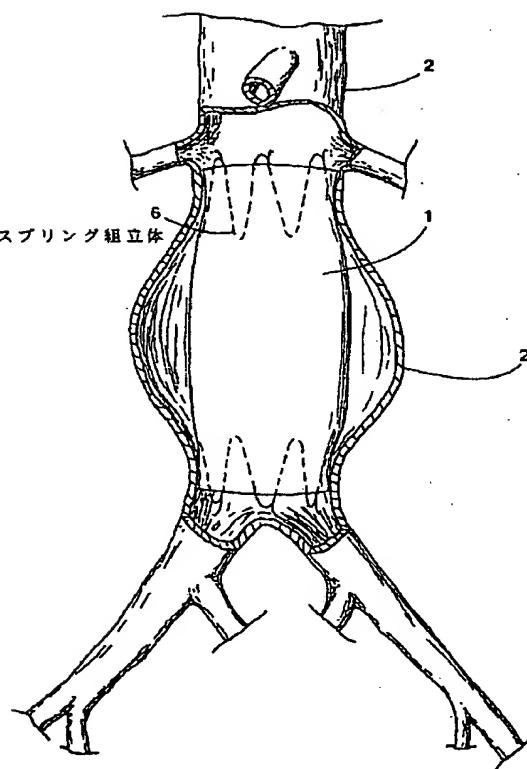
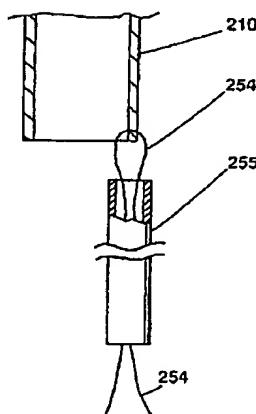
【図13】



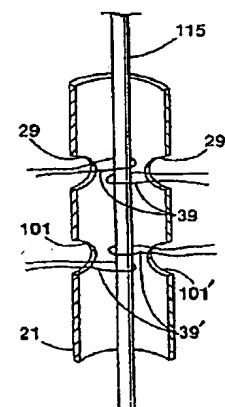
【図14】



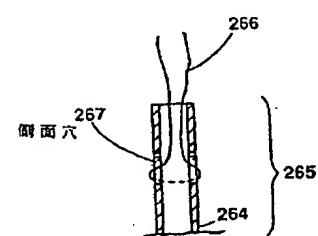
【図30】



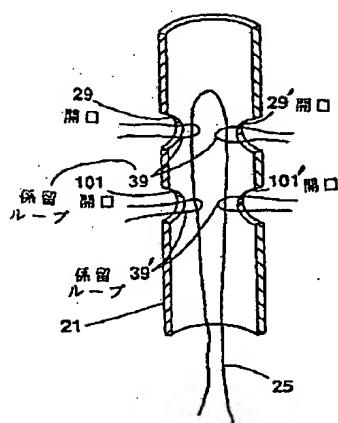
【図15】



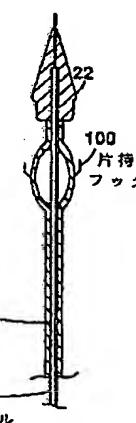
【図37】



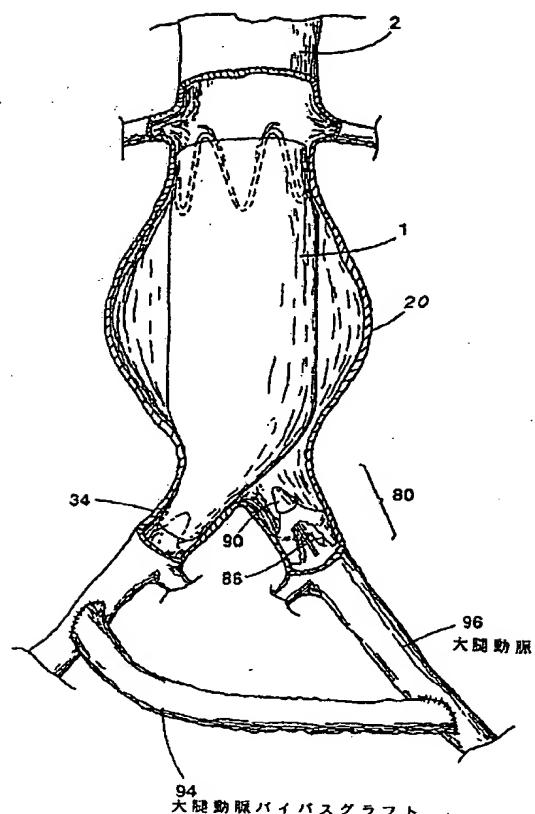
【図 17】



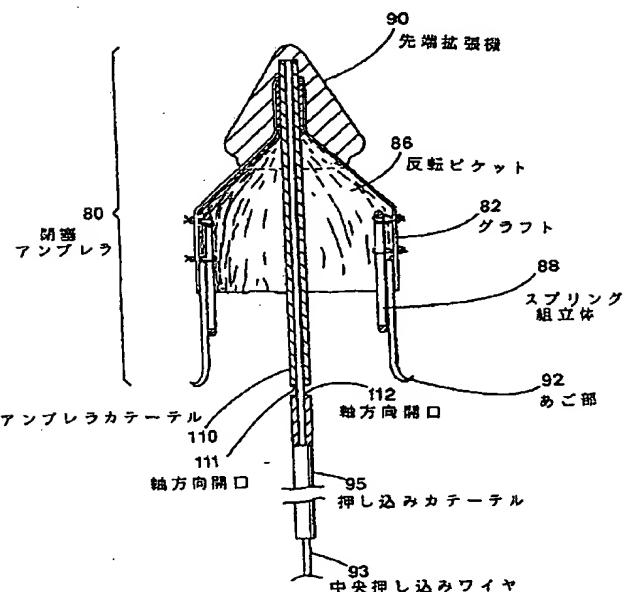
【図 18】



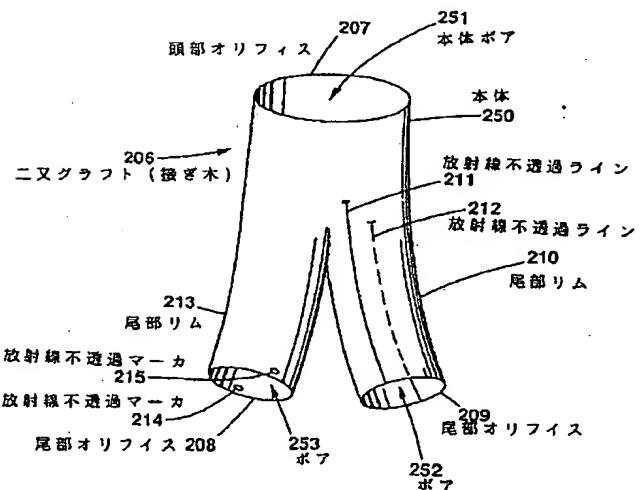
【図 20】



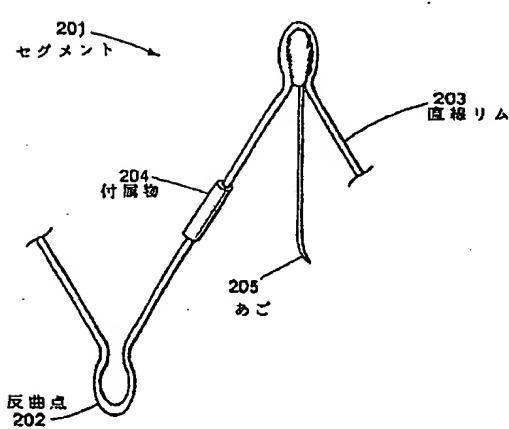
【図 19】



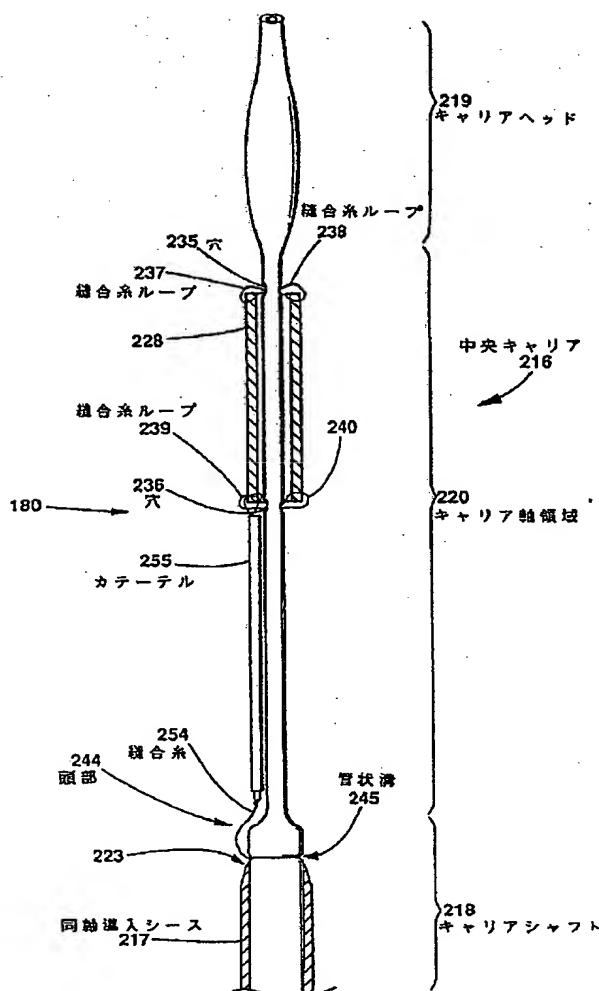
【図 22】



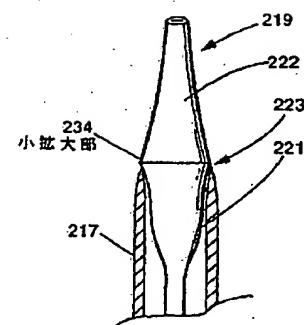
【図 21】



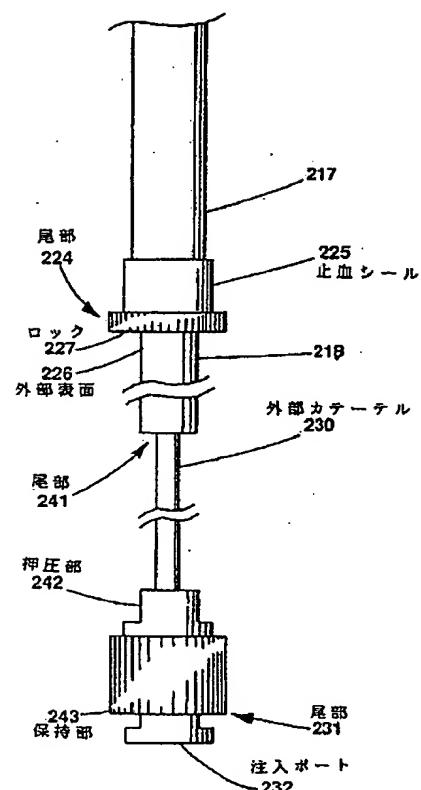
[图23]



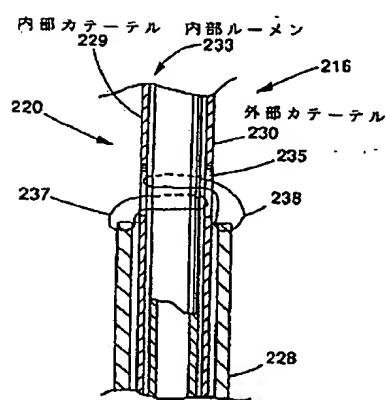
[図25]



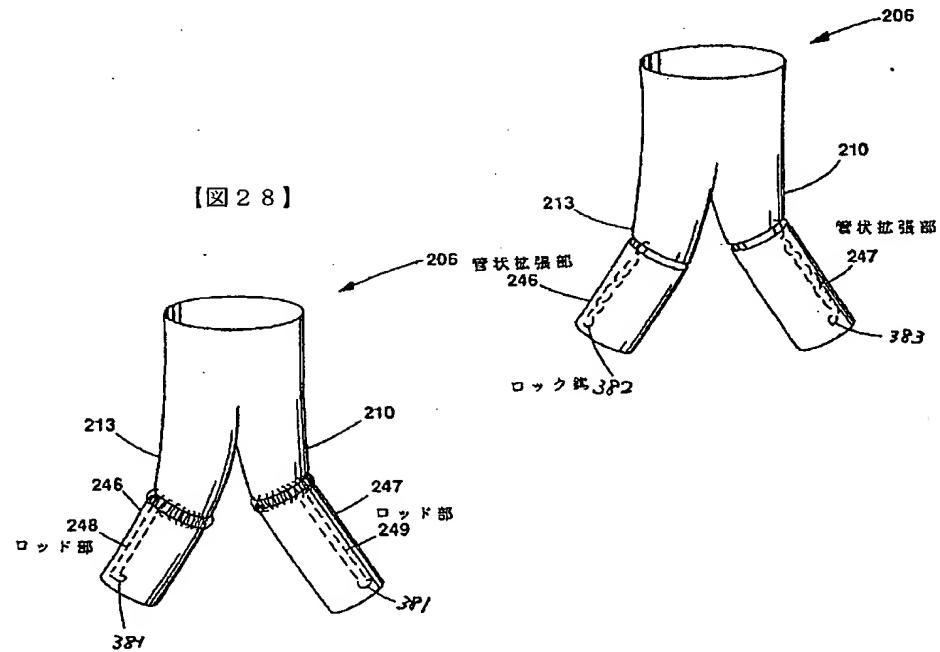
【図26】



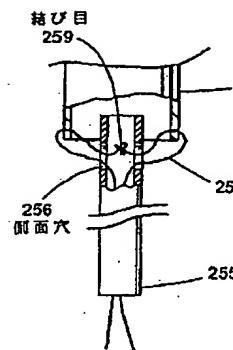
[図27]



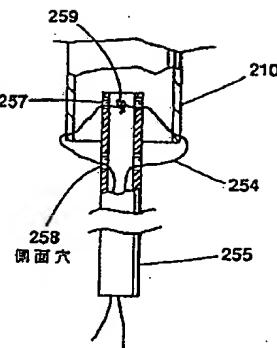
[図28]



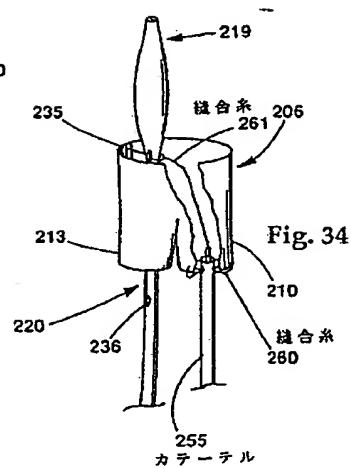
【図 3 2】



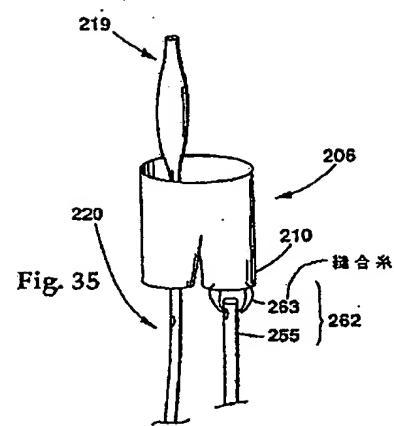
【図 3 3】



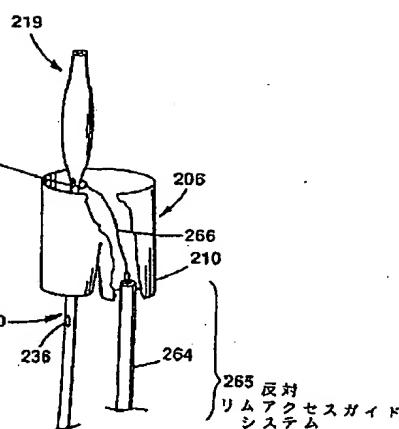
【図 3 4】



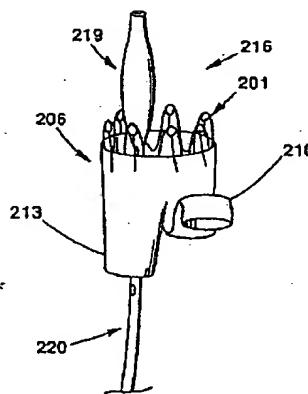
【図 3 5】



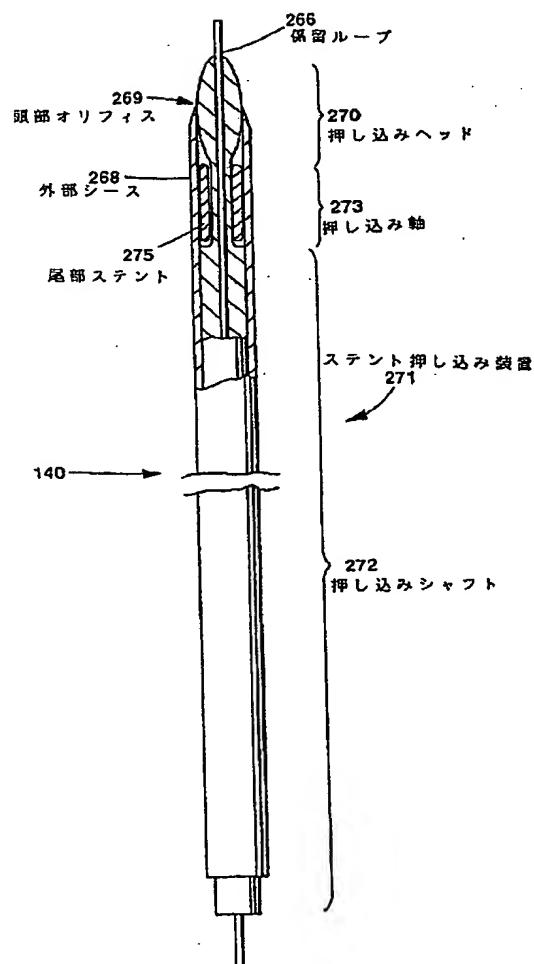
【図 3 6】



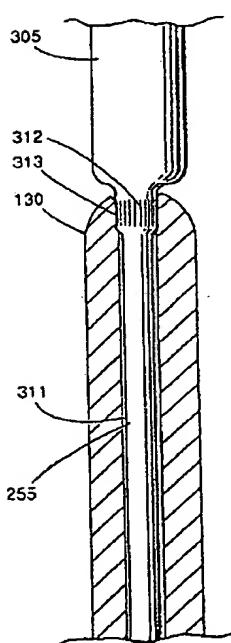
【図 3 8】



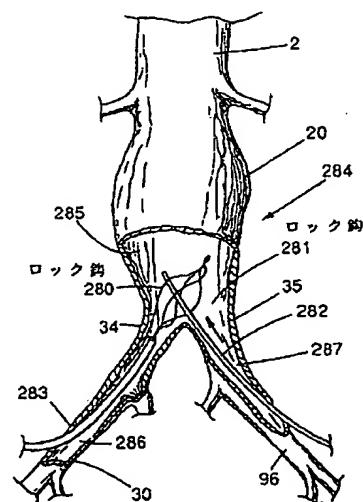
【図 3 9】



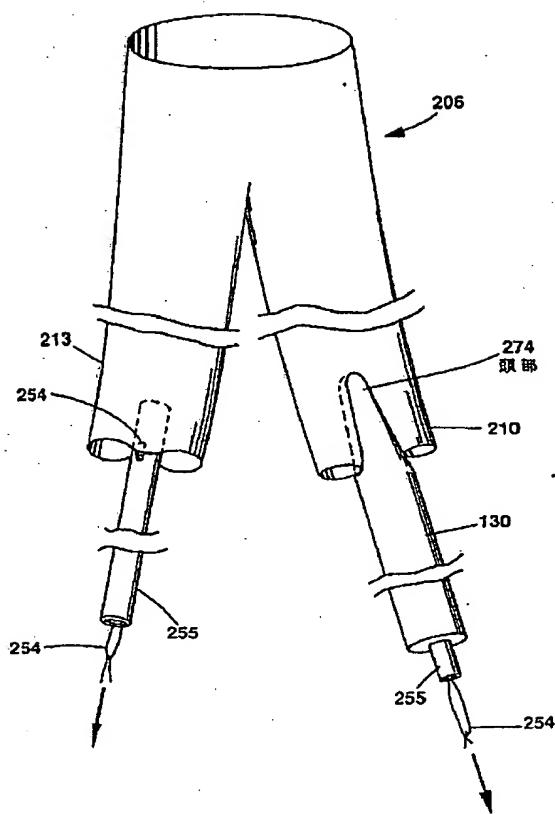
【図 4 6】



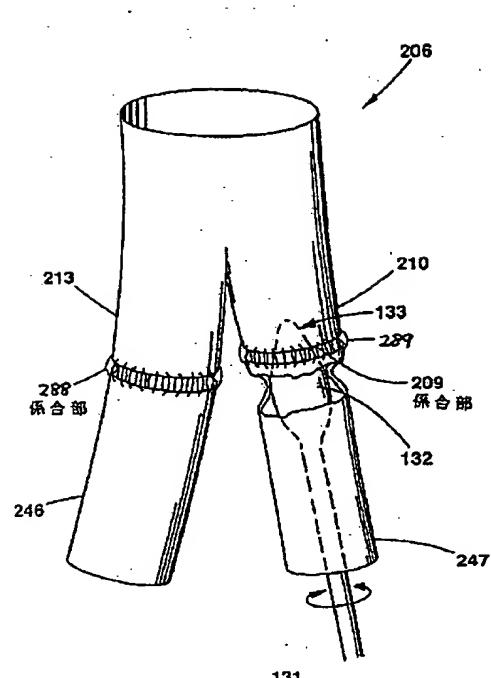
【図 4 8】



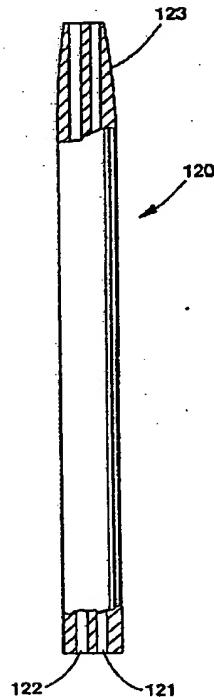
【図 4 0】



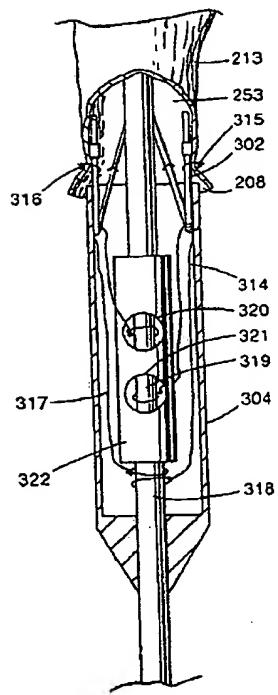
【図 4 1】



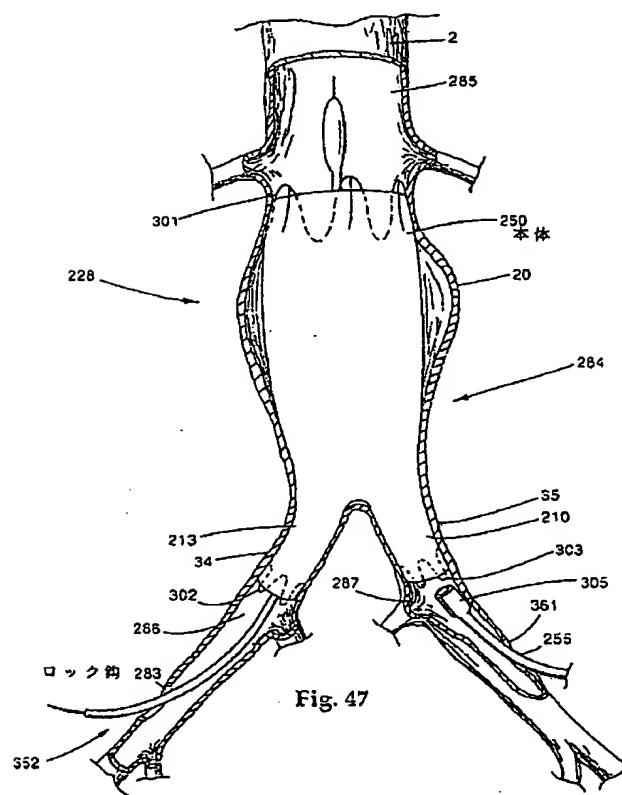
【図 4 2】



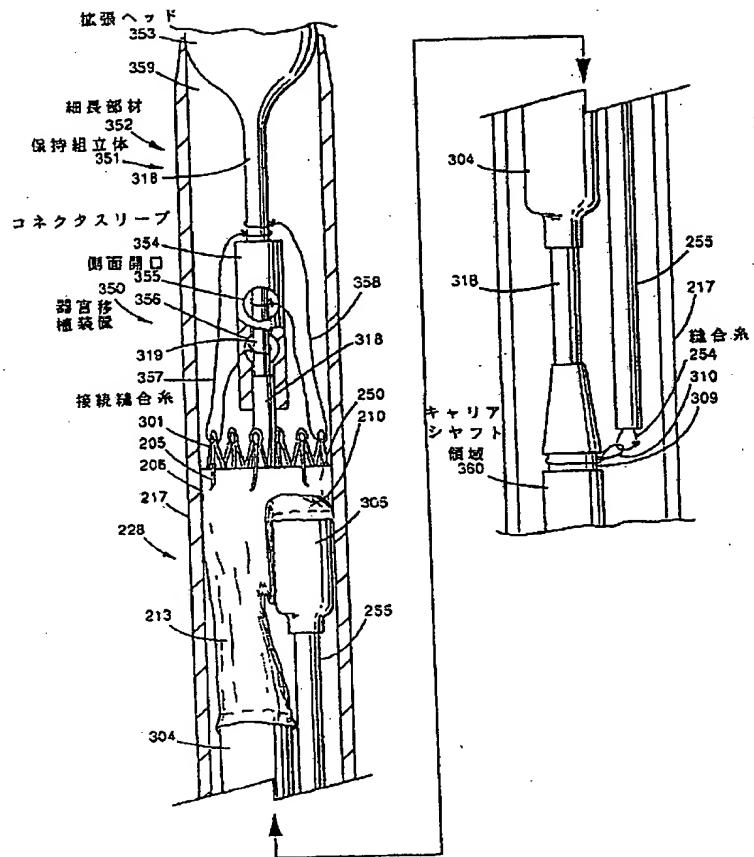
【図 4 4】



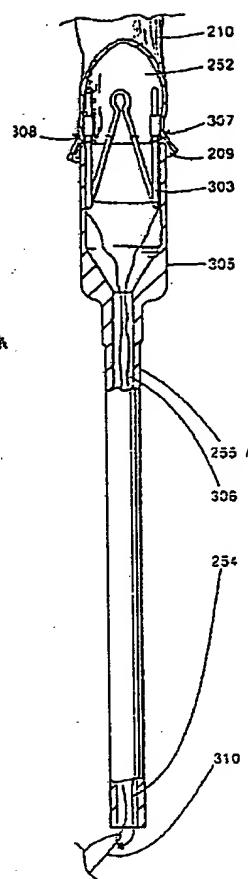
【図 4 7】



【図43】



【図45】



【図49】

